

**ANÁLISIS DE GASTO ENERGÉTICO CON BASE EN EL USO DE SENSORES
SHIMMER DURANTE LA ACTIVIDAD FÍSICA EN ESTUDIANTES DE BÁSICA
SECUNDARIA EN UN COLEGIO DE LA CIUDAD DE CALI**

**JESSICA QUICENO HENAO
LAURA ANDREA QUINTERO PALMA**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2015**

**ANÁLISIS DE GASTO ENERGÉTICO CON BASE EN EL USO DE SENSORES
SHIMMER DURANTE LA ACTIVIDAD FÍSICA EN ESTUDIANTES DE BÁSICA
SECUNDARIA EN UN COLEGIO DE LA CIUDAD DE CALI**

**JESSICA QUICENO HENAO
LAURA ANDREA QUINTERO PALMA**

**Pasantía de investigación para optar el título de
Ingeniero Biomédico**

**Director
WILFREDO AGREDO
Médico cirujano
Especialista en actividad física terapéutica
Máster en ciencias biomédicas**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2015**

Nota de aceptación:

**Aprobado por el Comité de Grado
en cumplimiento de los requisitos
exigidos por la Universidad
Autónoma de Occidente para optar
al título de Ingeniero Biomédico**

**JUAN DIEGO PULGARÍN GIRALDO
Jurado**

Santiago de Cali, 26 de Enero de 2015

AGRADECIMIENTOS

Damos gracias a Dios, a nuestros padres, Claudia Henao Vargas, Vicente Quiceno Arias y Maritza Palma Noguera, Ferney Quintero Primero por el apoyo incondicional brindado en todo momento, orientarnos, animarnos en momentos difíciles y permitirnos vivir esta experiencia que generó crecimiento intelectual, emocional y espiritual en nuestro ser.

A nuestros abuelos, por estar siempre en todo momento, pendientes de nuestro crecimiento profesional y personal.

A nuestro director de proyecto Wilfredo Agredo Rodríguez, por su orientación y disposición al momento de resolver inquietudes, por el seguimiento y supervisión para el desarrollo de este proyecto y sobre todo por el conocimiento brindado durante nuestra carrera universitaria.

A Diana Ximena Martínez y Aristides Benavides, por el apoyo incondicional, los conocimientos compartidos y por su gran amistad.

A Juan Diego Pulgarín, por su total disposición y atención para ayudarnos a despejar dudas y por los conocimientos aportados durante nuestro proceso académico.

A Felipe Plazas, por la confianza depositada, amor y apoyo incondicional en todo momento.

A Emmanuel Quintero, por su cariño, amor y compañía en momentos difíciles.

A todas las personas que hicieron que nuestro paso por la universidad fuera más ameno y divertido, por los momentos compartidos, experiencias vividas y por permitirnos ganar amistades muy valiosas. (Laura Gómez, Sergio Loaiza, Darwin Vitery, Sebastián Salamanca, Tan Navarrete, John Orozco, Isabella Pimienta, Lorena Palta, Sergio Lastra y Juan Camilo Madriñan)

Al Colegio y las personas que permitieron llevar a cabo las pruebas para el desarrollo de este proyecto.

CONTENIDO

	pág.
RESUMEN	14
INTRODUCCIÓN	16
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
2. JUSTIFICACIÓN	21
3. OBJETIVOS	23
3.1. OBJETIVO GENERAL	23
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
4. MARCOS DE REFERENCIA	24
4.1. ANTECEDENTES	24
4.2. MARCO TEÓRICO	26
4.2.1. Obesidad y Sedentarismo	26
4.2.2. Actividad Física	27
4.2.3. Consumo de oxígeno	27
4.2.4. Balance energético	28
4.2.4.1. Regulación del Balance Energético	29
4.2.4.2. Ingreso Energético	29
4.2.5. Gasto energético	30
4.2.5.1. Gasto energético total	31

4.2.5.2. Gasto energético basal (GEB)	31
4.2.5.3. Gasto energético por actividad física (GAF)	31
4.2.5.4. Termogénesis inducida por la dieta (TID)	32
4.2.5.5. Termogénesis por estrés (TE)	32
4.2.6. Cuantificación del gasto energético	32
4.2.6.1. Métodos calorimétricos para cuantificación del gasto energético	32
4.2.6.2. Métodos no calorimétricos para cuantificación del gasto energético	34
4.3. SISTEMA DE SENSADO	39
4.3.1. Microprocesador MSP430F1611	40
4.3.2. Acelerómetro	40
4.3.3. Módulo Bluetooth®	40
4.3.4. Almacenamiento de memoria	40
4.3.5. Módulo de electrocardiografía	41
4.3.5.1. Especificaciones	41
4.3.6. Módulo de electromiografía	41
4.3.6.1. Especificaciones	42
4.3.6.2. Modo de rechazo común	42
4.4. MÉTODOS ESTADÍSTICOS	43
4.4.1. Confiabilidad	43
4.4.1.1. ANOVA	43
4.4.1.2. Estimación de la confiabilidad	43

4.4.2. Error estándar de la medida (EEM)	44
4.4.3. Correlación	45
4.4.4. Error cuadrático de la media (RMSE)	46
4.4.5. Regresión	46
 5. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	 48
5.1. ETAPAS DEL PROYECTO	48
5.1.1. Etapa 1. Búsqueda y análisis de la bibliografía	48
5.1.2. Etapa 2. Conexión del sensor con el computador.	48
5.1.3. Etapa 3. Selección de la plataforma para adquisición de datos	48
5.1.4. Etapa 4. Selección de parámetros y variables.	50
5.1.5. Etapa 5. Calibración sensores Shimmer.	55
5.1.5.1. Calibración acelerómetro.	56
5.1.5.2. Calibración módulo ECG.	57
5.1.5.3. Calibración módulo EMG.	58
5.1.6. Etapa 6. Adquisición de información.	59
5.1.6.1. Prueba de laboratorio	59
5.1.6.2. Prueba de campo	60
5.1.7. Etapa 7. Procesamiento de datos.	63
5.1.7.1. Acelerometría	63
5.1.7.2. Frecuencia cardíaca	64
5.1.7.3. Electromiografía	66
5.1.8. Etapa 8. Análisis estadístico	68

5.2. ASPECTOS ÉTICOS	68
5.2.1. Consentimiento informado	68
6. RESULTADOS	70
6.1. PRUEBA DE LABORATORIO	70
6.1.1. Sujetos	70
6.1.2. Análisis estadístico	70
6.2. PRUEBA DE CAMPO	78
6.2.1. Sujetos	78
6.2.2. Análisis estadístico	78
7. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	82
8. CONCLUSIONES	85
9. RECOMENDACIONES	87
BIBLIOGRAFÍA	88
ANEXOS	94

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Valoración de la concordancia según los valores del coeficiente de correlación intraclase (CCI)	44
Tabla 2. Protocolo para la medición del consumo de oxígeno	59
Tabla 3. Valores de Frecuencia Cardíaca	70
Tabla 4. Valores de Vector Magnitud para el método Acelerometría	71
Tabla 5. Valores de Activación muscular	71
Tabla 6. Comparación por pares de electrocardiografía	72
Tabla 7. Comparación por pares de acelerometría	73
Tabla 8. Comparación por pares de electromiografía	74
Tabla 9. Valores calculados de coeficiente de correlación intraclase y error estándar de la medida	75
Tabla 10. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de medición de Frecuencia cardíaca	76
Tabla 11. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de Acelerometría	76
Tabla 12. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de Activación muscular	77
Tabla 13. Valores de error cuadrático medio y promedio de las diferencias entre Gasto energético obtenido y medido durante los días de prueba	77
Tabla 14. Comparación de Gasto energético obtenido por Test de Leger y medido	81
Tabla 15. Valores de error cuadrático medio y promedio de las	

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Esquema del Balance Energético	29
Figura 2. Utilización de la energía de los alimentos para la actividad física	30
Figura 3. Esquema de la cámara para medición de gasto energético por calorimetría directa	33
Figura 4. Sensor Shimmer	39
Figura 5. Nube de puntos para tipos de regresión	47
Figura 6. Interfaz LabView de la plataforma de sensores Shimmer	49
Figura 7. Ubicación del sensor para el método de acelerometría	51
Figura 8. Diagrama de la ubicación de los electrodos para la adquisición de señal electrocardiográfica según guía del usuario Shimmer	53
Figura 9. Ubicación de los electrodos para el método de electrocardiografía durante prueba de laboratorio y campo	53
Figura 10. Ubicación de los electrodos para el método de electromiografía	55
Figura 11. Sistemas de coordenadas del sensor	56
Figura 12. Parámetros de calibración del acelerómetro	57
Figura 13. Esquema del protocolo de confiabilidad	60
Figura 14. Imagen descriptiva del Test de Leger	62
Figura 15. Espacio usado para el Test de Leger	62
Figura 16. Diagrama de bloques de procesamiento para la señal obtenida de acelerometría en los tres ejes	63
Figura 17. Diagrama de bloques de procesamiento para la señal electrocardiográfica obtenida del sensor	64

Figura 18. Diagrama de bloques de procesamiento para la señal electromiográfica obtenida del sensor	66
Figura 19. Gráfica de dispersión de Frecuencia Cardíaca vs. Sujetos (por día)	73
Figura 20. Gráfica de dispersión de Acelerometría vs. Sujetos (por día)	74
Figura 21. Gráfica de dispersión de Activación muscular vs. Sujetos (por día)	75
Figura 22. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Frecuencia Cardíaca	78
Figura 23. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Vector Magnitud Acelerometría	79
Figura 24. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Activación muscular	79

GLOSARIO

FILTRO DIGITAL: filtro que opera en señales digitales. Es una operación matemática que toma una secuencia de números (señal de entrada) y la modifica produciendo otra secuencia de números (señal de salida) con el objetivo de atenuar o resaltar ciertas características.

FILTRO IIR: filtro de respuesta infinita al impulso. Se trata de un tipo de filtros donde si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número infinito de términos no nulos.

FILTRO FIR: filtro de respuesta finita al impulso. Se trata de un tipo de filtros digitales cuya respuesta a una señal impulso como entrada tendrá un número finito de términos no nulos a la salida.

FRECUENCIA DE CORTE: punto en el cual el filtro empieza a recortar frecuencias, esto tiene diferentes implicaciones dependiendo el tipo de filtro.

FRECUENCIA DE MUESTREO: número de muestras por unidad de tiempo que se toman de una señal continua para producir una señal discreta. Generalmente se expresa en hercios (Hz, ciclos por segundo).

IMC: indicador simple de la relación entre el peso y la talla que se utiliza frecuentemente para identificar el sobrepeso y la obesidad en los adultos. Se calcula dividiendo el peso de una persona en kilos por el cuadrado de su talla en metros (kg/m^2).

KILOCALORIA: unidad de energía térmica que equivale a mil calorías, es decir, la cantidad de calor necesaria para elevar un grado la temperatura de un litro de agua a quince grados.

MET'S: unidad de medida del índice metabólico. Corresponde a 3,5 ml $\text{O}_2/\text{kg} \times \text{min}$, que es el consumo mínimo de oxígeno que el organismo necesita para mantener sus constantes vitales.

OBESIDAD: acumulación anormal o excesiva de grasa que puede ser perjudicial para la salud. Se determina una persona obesa con un IMC igual o superior a 30.

SOBREPESO: acumulación anormal o excesiva de grasa que puede ser perjudicial para la salud. Se determina una persona con sobrepeso con un IMC igual o superior a 25.

RESUMEN

El monitoreo y análisis de la actividad física es de gran importancia, destacando la necesidad del estudio objetivo con tecnología, instrumentos o métodos que permitan medir el nivel de la misma y la estimación del gasto energético de cada persona, para determinar la asociación existente entre las diversas enfermedades que se generan debido al sedentarismo.

En el presente proyecto se implementaron tres métodos para estimar gasto energético de forma indirecta, como lo son la acelerometría, medición de frecuencia cardíaca (electrocardiografía) y medición de activación muscular (electromiografía), con el fin de comparar los valores obtenidos con los valores medidos por el Test de Leger y así determinar la confiabilidad de los mismos.

La investigación se llevó a cabo en dos pruebas, la primera se realizó en un laboratorio donde se implementó un protocolo de confiabilidad en el que participaron 10 adultos (6 mujeres y 5 hombres) con edades entre 21 y 25 años, peso y estatura ($\bar{x} \pm SD$) de $64,79 \pm 8,581$ kg y $166,754 \pm 7,238$ cm respectivamente. Para llevar a cabo el protocolo, se midió el consumo de oxígeno realizando una prueba la cual consistía en que el sujeto de estudio realizara una actividad física en la caminadora TrackMaster por cierto período de tiempo durante tres días diferentes. Una vez obtenidos los datos por los sensores, se realizó una comparación de éstos para cada método durante los tres días. Métodos estadísticos de comparación por pares y coeficiente de correlación intraclase fueron utilizados para estimar el gasto energético medido por los sensores y así realizar las comparaciones mediante correlación de variables con los valores obtenidos por el analizador de gases determinando el error cuadrático medio para establecer que método se acercó más a los valores verdaderos de gasto energético.

La segunda prueba se realizó en campo, donde participaron 29 estudiantes (4 niñas y 25 niños) de básica secundaria de un colegio de la ciudad de Cali, con edades entre 13 y 15 años, peso y estatura ($\bar{x} \pm SD$) de $54,75 \pm 11,444$ kg y $164,68 \pm 10,433$ cm respectivamente. En esta prueba se comparan los valores estimados de gasto energético obtenidos de los sensores con los valores de gasto medidos por el Test de Leger. El análisis estadístico de los datos se realizó usando la correlación entre los datos obtenidos de gasto energético en cada una de las dos sesiones (pruebas con Test de Leger y pruebas con sensor). Posteriormente, se obtuvo la ecuación característica de cada relación para determinar los valores medidos de gasto por los métodos usados.

De acuerdo a los resultados obtenidos en la prueba de laboratorio, se determinó que desde la perspectiva estadística el método más confiable y el que presentó valores más cercanos a los verdaderos, es la medición de frecuencia cardíaca. Por el contrario, en las pruebas de campo el método que se acercó a los valores obtenidos por el Test de Leger fue la medición de activación muscular, aunque en ambas pruebas se analizó que los valores de error para la estimación de gasto no presentan diferencias significativas.

Finalmente, desde una perspectiva estadística, ingenieril y desde la experiencia que se ha adquirido con el uso de los sensores, se determinó que el método de implementación óptimo para la estimación del gasto energético, es el de acelerometría. A manera de recomendación, se propone a futuro realizar esta investigación comparando Test de campo y Test en laboratorio con la misma población de estudio, con el fin de analizar de forma detallada la diferencia entre las mediciones obtenidas, teniendo como método de referencia el analizador de gases.

Palabras Claves: Gasto energético, Actividad física, Obesidad, Sedentarismo.

INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de Salud (OMS), el sobrepeso es la acumulación anormal o excesiva de grasa que puede ser perjudicial para la salud. El sobrepeso y la obesidad son considerados uno de los factores de riesgo que influyen en la aparición de enfermedades no transmisibles. Algunas de éstas son: enfermedad cardiovascular, diabetes, cáncer y EPOC, las cuales son catalogadas como crónicas y se encuentran liderando el riesgo de las muertes en todo el mundo.

A nivel mundial, en el 2008 el 35% de 1 400 millones de adultos mayores de 20 años tenían sobrepeso y el 11% eran obesos. El número de niños con sobrepeso por debajo de los cinco años en el año 2010, se estimó por encima de 42 millones, donde 35 millones se encuentran en países en desarrollo (clasificados por el Banco Mundial en países de ingresos bajos y medianos con economías emergentes). En el 2013 el porcentaje del sobrepeso y la obesidad se incrementó en un 30% superior al de los países desarrollados. Es por esto que la obesidad infantil es uno de los retos más serios de la salud pública en el siglo veintiuno¹²³.

Aquellos niños que presentan sobrepeso u obesidad tienen mayor probabilidad de adquirir enfermedades no transmisibles a edades más tempranas en comparación con niños sin sobrepeso, además de esto, pueden convertirse en adultos obesos con mayores complicaciones de salud a medida que pasa el tiempo⁴.

La obesidad y el sobrepeso están asociadas a la alimentación, desbalance energético entre calorías consumidas y calorías gastadas. Este desbalance energético se asocia directamente al tipo de alimentación combinado con la frecuencia de realización de actividad física de la persona. La alimentación se relaciona con el consumo de alimentos ricos en grasas y azúcares con altos niveles de calorías, lactancia materna insuficiente, reducción en la ingesta de fibra, consumo excesivo de porciones grandes de comidas rápidas y refrescos.

¹ World Health Organization. Obesity and overweight. [En línea] Agosto de 2014. [consultado 10 de Septiembre 2014] Fact sheet N°311. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/>.

² Organización mundial de la salud. Enfermedades no transmisibles. [En línea] Marzo de 2013. [consultado 14 de Agosto 2014]. Nota descriptiva. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs355/es/>.

³ Organización mundial de la salud. Global strategy on diet, physical activity and health: childhood overweight and obesity. [En línea] [consultado 15 de Agosto 2014]. Disponible en internet: <http://www.who.int/dietphysicalactivity/childhood/en/>.

⁴ Organización mundial. 10 datos sobre la obesidad de la salud. Marzo de 2013. [En línea]. [consultado 15 de Agosto 2014] Disponible en internet: <http://www.who.int/features/factfiles/obesity/facts/es/>.

Aunque los factores nutricionales juegan un papel importante, existen otras causas que influyen en el aumento de la obesidad, como la disminución en el gasto energético, denominado comúnmente como sedentarismo o falta de actividad física adecuada. En la actualidad se ha visualizado una disminución en ésta por parte de los niños y adolescentes debido al incremento de la tecnología como juegos de video, televisión, entre otros. Datos del Instituto Colombiano de Bienestar Familiar (ICBF) revelaron que incrementó la tasa de obesidad en Colombia, determinados por la Encuesta Nacional de la Situación Nutricional (ENSIN) realizada en el año 2010 en 50.670 hogares de 258 municipios de los 32 departamentos del país. En los niños de 5 a 17 años la obesidad pasó de 14,2 a 18,3 por ciento, además se destacó la deficiencia en el consumo de hierro y de vitaminas A y C⁵.

La energía consumida por el organismo se ha denominado: gasto energético (GE), el cual se define como la suma de diversos factores como el gasto metabólico basal, la termogénesis y la actividad física. El gasto energético de una persona se puede estimar por medio de dos métodos, los cuales son: métodos calorimétricos y no calorimétricos. Entre los métodos calorimétricos se encuentran la calorimetría directa y la calorimetría indirecta. A diferencia de estos, los métodos no calorimétricos existentes son: frecuencia cardíaca, agua doblemente marcada, ecuaciones predictivas, sensores de movimiento y electromiografía⁶.

Existe una estrecha relación entre el consumo de oxígeno y el gasto energético que está ligada a la producción de energía para los trabajos de transporte químico y mecánico del organismo, los cuales dependen de la hidrólisis de Adenosin Trifosfato (ATP), donde ésta determina la cantidad de oxidación de VO_2 . Así mismo, proporciona la tasa de generación del gasto energético actual⁷.

El presente proyecto tiene como objetivo implementar tres métodos no calorimétricos: acelerometría, frecuencia cardíaca y electromiografía, usando sensores inalámbricos durante la actividad física, para estimar el gasto energético relacionándolo con el consumo de oxígeno, y así determinar el comportamiento de cada método respecto a este y cuantificar la confiabilidad de cada uno.

⁵ Ministerio de la protección social. Instituto Colombiano de Bienestar Familiar. Encuesta nacional de la situación nutricional en Colombia 2010 ENSIN.

⁶ ANTÓN, Simal A. Balance energético. Cálculo de las necesidades energéticas. En: HERNÁNDEZ, M. SASTRE A. Tratado de nutrición. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 1999, no 1, p. 592-596.

⁷ TENCON Spring Conference. (17-19 April 2013: Sydney, NSW). Techniques for measuring energy expenditure with portable devices. Sidney. IEEE. 2013. p. 4.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una de las principales alteraciones metabólicas que afectan al ser humano es la obesidad⁸. En el siglo XXI se determina como uno de los problemas más graves de salud pública mundialmente y que afecta progresivamente a muchos países de bajos y medianos ingresos, sobre todo en zonas urbanas. La prevalencia de ésta ha aumentado a un ritmo alarmante, se calcula que en el año 2010 hay aproximadamente 42 millones de niños con sobrepeso en todo el mundo, de los cuales 35 millones viven en países en desarrollo⁹.

El sedentarismo y la disminución de actividad física en jóvenes se refleja en el aumento de la prevalencia de obesidad. Adicional a esto se reporta como el primer factor de riesgo para el desarrollo de alteraciones en la salud con una prevalencia elevada del 50% en población de niños entre los seis y dieciocho años¹⁰. Según la Encuesta Nacional de Situación Nutricional (ENSIN) la actividad física mínima reporta una prevalencia actual del 26% en adolescentes entre 13 y 17 años; específicamente en Cali el sedentarismo alcanza cifras de 79.5%¹¹. Se estima que esta inactividad física causa millones de muertes por diabetes, diferentes tipos de cáncer y adicionalmente se encuentra relacionado en un 22% con enfermedad cardíaca¹². La OMS recomienda que niños y jóvenes deben manejar una rutina de ejercicios mínimo de 60 minutos diarios y de intensidad moderada a vigorosa con el fin de obtener una reducción del riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares, controlar el sobrepeso y la obesidad, mejorar las funciones cardiorrespiratoria y muscular, favorecer la reducción del estrés y además de esto, incidir en el rendimiento académico y estado emocional¹³.

⁸ Ibíd., p. 3

⁹ GARCIA FERRERA, Waldo. La obesidad como problema de salud en la comunidad. En: Rev Cubana Med Gen Integr [En línea]. 1996, vol.12, no 4, [consultado 5 Junio 2014], p. 335-341. Disponible en internet: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-64&lng=es&nrm=iso. ISSN 1561-3038.

¹⁰ USCATEGUI P, Rosa. Factores de riesgo cardiovascular en niños de seis a dieciocho años de Medellín. [En línea] Medellín. En: Revista de salud pública. 2003, vol. 37, no.5. [consultado Junio 5 de 2014]. Disponible en internet: <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/37/37v58n05a13046518pdf0>.

¹¹ Organización mundial. 10 datos sobre la obesidad de la salud, Op. cit. Disponible en internet: <http://www.who.int/features/factfiles/obesity/facts/es/>.

¹² INSTITUTO COLOMBIANO DE BIENESTAR FAMILIAR. Encuesta nacional de situación nutricional en Colombia. Estado nutricional por indicadores antropométricos [En línea]. Colombia: ICBF, 2005. [consultado Junio 5 de 2014]. Disponible en Internet: <http://www.presidencia.gov.co/sne/2005/noviembre/08/general.pdf>.

¹³ Organización Mundial de la Salud. Sobrepeso y obesidad infantiles. 2014 [En línea]. [consultado 5 de Junio de 2014] Disponible en internet: http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_young_people/es/.

El Instituto Nacional de Cancerología con la colaboración técnica de la OMS, la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y los Centros para el Control y Prevención de Enfermedades (CDC), implementaron la Encuesta Mundial de Salud a Escolares en el segundo semestre del 2007. Esta encuesta se aplicó en colegios públicos y privados en cinco ciudades de Colombia, dentro de las cuales se encuentra la ciudad de Cali. El objetivo de esta encuesta era determinar la prevalencia de la actividad física recomendada en jóvenes, realizada a una población de 9 907 estudiantes, de los cuales 6 833 (68,1%) se encuentra entre el rango de 13 y 15 años de edad.

En general los resultados demostraron bajos niveles de actividad física, determinando que menos de un 20% de los estudiantes realizan actividad física recomendada. Debido a esto, se halla la necesidad de implementar niveles de actividad específicos y monitoreo de los mismos en entornos cotidianos¹⁴ [12].

Ante la importancia de la actividad física, la medición precisa de ésta es necesaria para el análisis de factores fisiológicos, ambientales y de comportamiento, que causan el desequilibrio energético y la obesidad¹⁵ [13].

Las necesidades de consumo de energía se fundamentaban en la obtención de datos imprecisos de acuerdo al consumo de los alimentos de una persona. Debido a que esta técnica era muy subjetiva donde se basaba principalmente en datos poco confiables acerca del tipo de alimentos que consumían las personas y qué actividad física realizaban para evitar el sedentarismo determinaron que este método no era el más confiable. De acuerdo a la Consulta a Expertos realizada en el año 1981 por la Organización de las Naciones Unidas para la Agricultura y la Alimentación (FAO), se aceptaba un nuevo enfoque basado en la medición y cuantificación del gasto energético y no en la ingesta de energía¹⁶.

Al visualizar la problemática fue necesaria una mayor investigación, donde se determinó el concepto de la estimación del gasto energético basado en la tasa de metabolismo basal (TMB), el cual radica en calcular el índice de consumo de energía cuando el cuerpo se encuentra en estado de reposo. Sin embargo, la

¹⁴ PIÑEROS, Marion. y PARDO, Constanza. Actividad física en adolescentes de cinco ciudades colombianas: resultados de la Encuesta Mundial de Salud a Escolares. En: Revista de Salud Pública. 2010, Vol.12, n°.6, .p. 903-914.

¹⁵ CHOI, Leena. CHEN, Kong Y. ACRA, Sari A. BUCHOWSKI, Maciej S. Distributed lag and spline modeling for predicting energy expenditure from accelerometry in youth. En: Journal of applied physiology. Diciembre. 2009, Vol.108, .p.314-327.

¹⁶ World Health Organization. Obesity and overweight, Op, cit. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/>.

desventaja de éste es que si los sujetos de estudio son niños, se obtendrían resultados poco confiables debido a la dificultad de mantener una posición completamente relajada durante períodos de tiempo muy prolongados¹⁷. Por lo tanto, surgen métodos alternativos los cuales implementaron nuevas técnicas para el análisis de gasto energético como métodos calorimétricos y no calorimétricos.

Las metodologías de calorimetría directa e indirecta proporcionan datos limitados ya que no son los ideales para medición de actividad física en entornos de la vida diaria de los sujetos involucrados en la investigación, debido al equipo de laboratorio requeridos para su implementación y posterior estudio. Algunos métodos que funcionan por medio de dispositivos portátiles como la frecuencia cardíaca, acelerometría y electromiografía proporcionan mayor facilidad en la obtención de datos en entornos donde las personas se desenvuelven normalmente. Sin embargo, en muchas ocasiones estos métodos pueden arrojar resultados no esperados, relacionados directamente con el dispositivo o la técnica, debido a cambios en la actividad de la persona, emociones, estado físico durante la prueba, entre otras.

Ante la necesidad de estimar el gasto energético durante una actividad física en un entorno donde el usuario se desempeña cotidianamente usando métodos que involucran dispositivos de medición portátiles, ¿Qué método de los implementados en este proyecto es el más confiable?

¹⁷ Ibíd., Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/>.

2. JUSTIFICACIÓN

Desde la perspectiva del análisis y monitoreo de la actividad física se ha destacado la necesidad del estudio objetivo con tecnología e instrumentos que permitan medir su nivel en las personas, para determinar de forma detallada la asociación existente entre la misma y las diversas enfermedades que se generan por el sedentarismo. Además, documentar la cantidad adecuada que se requiere para llevar a cabo una actividad física recomendada, mostrando las metodologías de monitoreo implementadas actualmente e identificando sus ventajas y desventajas¹⁸.

Existen diversos métodos para estimar el gasto energético, de los cuales se seleccionaron tres. Éstos se encuentran categorizados como métodos no calorimétricos y permiten que las pruebas se puedan realizar de forma en la que los datos sean obtenidos en entornos donde el usuario interactúa en su diario vivir, sin tecnología robusta que interfiera en las actividades que se encuentre realizando. Debido a esto, el uso de sensores inalámbricos representa una gran ventaja para este tipo de estudios.

De acuerdo a estudios realizados acerca de la falta de participación de niños, jóvenes y adultos en la actividad física, se ha visualizado incrementos en las diversas enfermedades que una vida sedentaria combinada con otros malos hábitos que afecta la salud de las personas. Debido a esta situación, se han llevado a cabo diversas investigaciones que involucran la cuantificación y el análisis de la actividad física en las personas.

El gasto energético total se divide en tres componentes: gasto energético basal, termogénesis inducida por la dieta y actividad física. El presente estudio tendrá un enfoque en la estimación del gasto energético por actividad física.

La importancia de esta medición permite un mayor entendimiento entre la relación de la actividad física y la salud de las personas, especialmente si el análisis se genera en espacios abiertos donde se obtiene información del desarrollo de una actividad en medios conocidos por la persona¹⁹.

¹⁸ TROST, Stewart G. WAY, Rebecca. OKELY, Anthony D. Predictive Validity of Three ActiGraph Energy Expenditure Equations for Children. En: Medicine and science in sports and exercise. Agosto, 2005, Vol. 38, n° 2, .p. 380-387.

¹⁹ BOUTEN, Carlijn V. WESTERTEP, Klass R. VERDUIN, Maarten. JANSSEN, Jan D. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. En: Medicine and science in sports and exercise. Agosto, 1994, Vol. 26, no. 17, .p. 1516-1523.

La participación adecuada en la actividad física especialmente durante la niñez y adolescencia es de vital importancia para evitar diversas enfermedades que en la actualidad son tan comunes y se evidencian en investigaciones que se han realizado. Se ha demostrado que el hecho de realizar actividad física de forma regular disminuye enfermedades relacionadas con un estilo de vida sedentario en niños y adultos.

El sistema de sensado utilizado para la adquisición de los datos son sensores Shimmer, los cuales se caracterizan por ser tecnología de bajo costo y no necesitar de tecnología robusta (sólo un computador para transmisión de datos), adicional esto, su peso ligero y tamaño al momento de emplearlos durante la prueba, los hace portables.

Este proyecto brindará nuevos conocimientos y el afianzamiento de los ya existentes acerca de los métodos para la medición y análisis de gasto energético. Fortalecerá el área de procesamiento de las señales biomédicas y temas de estadística para el estudio de los datos obtenidos de manera clara y concisa.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Implementar los métodos de acelerometría, electromiografía y electrocardiografía para la cuantificación de gasto energético producido durante la actividad física en estudiantes al realizar el test de Leger.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la confiabilidad de cada uno de los métodos especificados para la obtención de los datos de gasto energético producido durante la actividad física.
- Determinar el método de implementación óptimo del hardware para la cuantificación del gasto energético.
- Comparar los niveles de gasto energético con los métodos de acelerometría, electrocardiografía y electromiografía en un grupo de 30 estudiantes implementando un test de campo.

4. MARCO DE REFERENCIA

4.1. ANTECEDENTES

Hasta la fecha se han encontrado diversos proyectos de investigación que involucran el análisis y estimación del gasto energético por diversos métodos, y con diversos objetivos de estudio. En el 2005 Trost et al.²⁰, evaluaron la validez de tres ecuaciones de predicción del gasto energético del acelerómetro uniaxial ActiGraph, para niños y adolescentes. El gasto energético fue monitoreado con un analizador de gases portable, el cual se clasifica como un sistema de calorimetría indirecta. Las actividades a realizar durante la prueba variaron según el tipo de actividad (caminata, trote, correr). Realizaron una clasificación de cargas para evaluar la habilidad de cada ecuación y así poder clasificar la actividad física como gasto energético bajo, medio o moderado. Usaron correlación de Pearson para comparar los valores medidos por el analizador respecto a los predichos por medio de las ecuaciones del dispositivo. Este estudio resalta que es uno de los primeros en realizar la comparación de tres ecuaciones en un dispositivo.

En el 2010 Chen et al.²¹, estudiaron los beneficios que trae aplicar el modelo Distributed Lag Spline (DLS) para la predicción del gasto energético total, sedentario, bajo, moderado y alto en jóvenes, también analizaron la factibilidad del modelo DLS para predecir el gasto energético en la actividad física. Utilizaron el método de calorimetría indirecta como método de referencia. Así mismo, hicieron uso de varios acelerómetros uni-axiales ActiGraph, aplicaron el modelo DLS para estimar el gasto energético y luego fue comparado con el método estándar. Ubicaron los acelerómetros en diferentes partes del cuerpo, como la cadera, brazo, muñeca y tobillo para analizar el comportamiento por cada acelerómetro implementando el modelo propuesto, comparando los resultados con otras ecuaciones de predicción para ese acelerómetro, todas comparadas con el estándar.

En el 2010 Twomey et al.²², analizaron tres algoritmos diferentes y los compararon usando sensores Shimmer, con los módulos de acelerometría tri-axial y medición

²⁰ TROST, Op. cit. p. 380.

²¹ CHOI, Op. cit. p. 315.

²² TWOMEY, Niall. FAUL, Stephen. MARNANE, William. Comparison of accelerometer – based energy expenditure estimation algorithms [En línea], Munich- Germany. En: Pervasive computing technologies for healthcare (Pervasivehealth), Marzo 2010 [consultado Agosto, 2014]. Disponible en internet: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=5482304&url=http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5482304.

de frecuencia cardiaca. Realizaron una sincronización de la frecuencia cardiaca con la aceleración para aplicarlos a los algoritmos y compararlos con el analizador de gases, que en este caso es el método estándar. Normalizaron el gasto energético para cada algoritmo para tener unidades estándar para poder llevar a cabo la comparación.

En el 2012 Gastinger et al.²³, compararon dos métodos portables para llevar a cabo la estimación del gasto energético. Compararon frecuencia cardiaca y ventilación pulmonar respecto al gasto energético medido por medio de calorimetría indirecta. Este estudio se realizó en condiciones controladas de laboratorio, con actividades clasificadas como baja, moderada y alta intensidad. Por medio de regresión lineal establecieron la relación entre el gasto energético medido por calorimetría indirecta respecto a cada método a evaluar para cada sujeto que realizó la prueba, calculando a su vez los coeficientes de determinación y así analizar el comportamiento de cada método.

En el 2014 Tikkanen et al.²⁴, evaluaron la validez de tres métodos: frecuencia cardiaca, acelerometría tri-axial y electromiografía, para estimar el gasto energético y compararlos respecto al método estándar (analizador de gases). En este estudio destacan la posibilidad de realizar el análisis estadístico por medio de coeficiente de correlación de Pearson y ANOVA, pero en este caso determinaron el comportamiento de cada método por medio de modelos lineales mixtos, el cual es usado para modelar la variación entre sujetos cuando se tienen medidas repetidas.

Lo que se encuentra en común en estas investigaciones, es la importancia de estudiar la actividad física en jóvenes y adultos. Además de esto, resaltan la necesidad de que los investigadores tengan acceso a tecnologías que les permitan medir actividad física para obtener resultados objetivos, confiables y válidos acerca de los datos obtenidos, para asociar la actividad física con la salud y entender los factores fisiológicos, ambientales, psicosociales que pueden causar un desbalance energético y obesidad.

²³ GASTINGER, Steven. GUILLAUME, Nicolas. SOREL, Anthony. SEFATI, Hamid. PRIoux, Jacques. Energy expenditure estimate by heart-rate monitor and a portable electromagnetic-coil system. En: International journal of sports nutrition and exercise metabolism. Agosto, 2012. Vol.22, .p. 117-130.

²⁴ TIKKANEN, Olli. KÄRKKÄINEN, Salme. HAAKANA, Piia. KALLINEN, Mauri. PULLINEN, Teemu. FINNI, Taija. Emg, heart rate, and accelerometer as estimators of energy expenditure in locomotion. En: Medicine & science in sports & exercise. Septiembre, 2014. Vol.46, n°.9, .p. 1831-1839.

4.2. MARCO TEÓRICO

En este ítem se muestran los conceptos teóricos básicos que se tienen en cuenta para el desarrollo del proyecto y así brindar al lector un apoyo para comprenderlo y visualizar desde una mejor perspectiva el desarrollo del mismo.

4.2.1. Obesidad y sedentarismo. Según Daza²⁵, la obesidad es quizás el trastorno metabólico y nutricional más antiguo que se conoce en la historia de la humanidad. El ser humano tiene mayor riesgo de volverse obeso cuando la población dispone de gran variedad de alimentos, incluyendo los de proceso industrial, y la vida se hace más fácil, mecanizada y ociosa. Estos cambios en los estilos de vida propician el sedentarismo y, a su vez, el desequilibrio entre la energía que se ingiere y el gasto calórico necesario para satisfacer las necesidades metabólicas, termogénicas y de actividad física.

La obesidad es una enfermedad crónica multifactorial compleja que se desarrolla por la interacción del genotipo y el medio ambiente²⁶ [20]. El conocimiento sobre cómo y porqué se produce la obesidad es aún incompleto, pero está claro que el problema tiene su raíz en factores sociales, culturales, de comportamiento, fisiológicos, metabólicos y genéticos.

Según la OMS, en el año 2002 definió el sedentarismo como “la poca agitación o movimiento”²⁷. Desde el punto de vista del gasto energético, una persona se considera sedentaria cuando en sus actividades cotidianas no aumenta más del 10 % de la energía que gasta estando en reposo (metabolismo basal). Este gasto de energía es medido en MET's (unidad equivalente metabólica) durante actividades físicas como caminar, correr, subir y bajar escaleras, entre otras²⁸.

²⁵ DAZA, Carlos H. La obesidad: un desorden metabólico de alto riesgo para la salud. En: Colombia Médica. 2002, Vol.33, .p. 72 – 80.

²⁶ BOUCHARD, C. Genetics of Human Obesity: Recent Results from Linkage Studies. En: Journal of nutrition.1997, Vol.127, p. 1887-1890.

²⁷ Organización mundial de la salud. Enfermedades no transmisibles, Op. cit. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs355/es/>

²⁸ Muévase contra el sedentarismo. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. [En línea] Universidad del Rosario. Bogotá D.C. Julio, 2007. Fascículo 7. [consultado 19 de Diciembre de 2014] ISSN 1909-0501. Disponible en internet: http://www.urosario.edu.co/urosario_files/b3/b3484f79-2d29-4701-a4c0-55c444490e23.pdf

4.2.2. Actividad física. Según Caspersen²⁹, la actividad física implica todo movimiento corporal capaz de producir un gasto energético por encima del metabolismo basal. Abarca actividades de baja intensidad, como bajar escaleras o jugar, hasta otras más extenuantes, como realizar una maratón. El ejercicio físico es toda actividad física planificada realizada con la intención de mejorar o mantener varios aspectos de la condición física de una persona como la fuerza muscular, flexibilidad, equilibrio y coordinación, resistencia cardiovascular y composición corporal³⁰.

La actividad física desempeña un papel muy importante en la prevención y control de la obesidad y el sobrepeso. El aumento de la actividad física y la disminución del comportamiento sedentario se asocian a menores tasas de obesidad y a la reducción del riesgo de muchas de las enfermedades asociadas a ésta, como la diabetes, el cáncer y enfermedades cardiovasculares³¹.

4.2.3. Consumo de oxígeno. Una de las formas de expresar la intensidad del ejercicio o cierta actividad física, es el consumo de oxígeno³². La medida más empleada durante la actividad es el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx), que es la cantidad máxima de oxígeno (O_2) que el organismo es capaz de absorber, transportar y consumir por unidad de tiempo.

La importancia de medir el VO_2 máx radica en que la información que proporciona no es sobre un máximo teórico, sino sobre un máximo real y utilización del consumo de oxígeno durante la realización de un ejercicio determinado. Cabe resaltar que los valores de consumo de oxígeno difieren no sólo individualmente, sino también intra-individualmente, debido a funciones netamente del cuerpo humano de la persona³³.

El VO_2 máx se expresa regularmente en cantidades absolutas ($\text{ml} \times \text{min}^{-1}$) o en cantidades relativas al peso corporal del sujeto ($\text{ml} \times \text{kg}^{-1} \times \text{min}^{-1}$). Desde el punto

²⁹ CASPERSEN, Carl. POWELL, Kenneth. CHRISTENSON, Gregory. Physical Activity, exercise and physical fitness: Definitions and distinctions for health- related research. En: Pub Health. Marzo 1985, Vol.100, no.2, .p. 126-131.

³⁰ SERRA, Lluís. ROMÁN, Blanca. ARANCETA, Javier. Actividad física y salud. Barcelona: Ediciones Masson, S.A, 2006, 2 .p, ISBN: 978 84 458 1720 9.

³¹ U.S. Department of Health and Human Services: Public Health Service, Office of the Surgeon General. Report: The Surgeon General's Vision for a Healthy and Fit Nation 2010.

³² MÁRQUEZ, Sara. GARATACHEA, Nuria. Actividad física y salud. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, S.A, 2013. 423, p. ISBN: 978 84 9969 5126 7.

³³ VIRU, Atko. VIRU, Mehiss. Análisis y control del rendimiento deportivo. Traducido por Marta Moreno. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2003, 152. p., ISBN: 84 8019 718 8.

de vista del gasto energético, los valores de consumo de oxígeno se pueden traducir en éste de la siguiente forma: 1 litro de oxígeno consumido por minuto corresponde a aproximadamente 5 kcal/min³⁴.

4.2.4. Balance energético. Es la relación directa entre el ingreso y el gasto energético, representada en la siguiente Ecuación 1.

Ecuación 1. Función que determina el Balance Energético de una persona

$$BALANCE\ ENERGÉTICO = INGRESO\ ENERGÉTICO - GASTO\ ENERGÉTICO$$

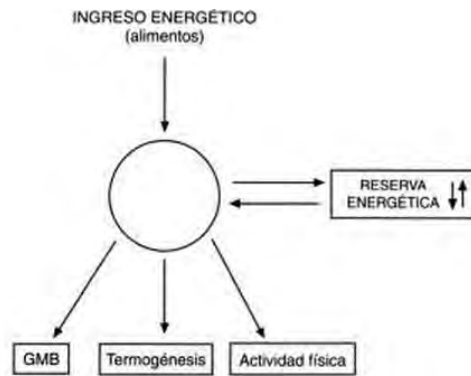
Cuando la persona se encuentra en equilibrio energético es debido a que su ingreso y gasto energético total son iguales, si la ingesta de energía es mayor que el gasto esto se traduce en balance positivo y se almacena energía en forma de macronutrientes³⁵. El exceso de energía se almacena en forma de grasa en las células adiposas y los cambios de largo plazo se reflejan en la composición corporal y en el aumento de peso. Al contrario, si el gasto energético es superior al ingreso, el balance se traduce en balance negativo, donde se oxidará la reserva energética, modificando la composición corporal con reducción de peso³⁶.

³⁴ VIANA, B H. y GÓMEZ, J R. Estimación del gasto energético en actividades de corta duración y alta intensidad. En: Revista Andaluza de Medicina del Deporte. 2012, Vol.5, n°.4, .p. 147-155.

³⁵ ANTÓN, Op. cit. p. 593.

³⁶ VELASQUEZ, Gladys. Fundamentos de alimentación saludable. Medellín: Editorial Salud/nutrición y dietética, Octubre 2006, .p.103-105, ISBN: 958 655 990 4.

Figura 1. Esquema del Balance Energético



Fuente: ANTÓN, Simal A. Balance energético. Cálculo de las necesidades energéticas. En: HERNÁNDEZ, M. SASTRE A. Tratado de nutrición. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 1999. p. 592.

4.2.4.1. Regulación del balance energético. Este término hace referencia a los cambios generados en el balance energético ya sea de forma positiva, negativa o mantener el equilibrio energético. Si el ingreso energético es mayor o menor al gasto se producirá cambios en las reservas energéticas corporales, si estos cambios se prolongan por mucho tiempo, se generarán cambios corporales reflejados en el peso de la persona afectándola de forma negativa en su salud. El ingreso y el gasto están sometidos a regulaciones por parte del organismo o agentes externos, por ejemplo la regulación del ingreso energético se visualiza en los cambios de la sensación de hambre o saciedad. La regulación del gasto se determina por los cambios entre cambios positivos y negativos del balance energético; cuando hay balance negativo genera un descenso en el gasto energético basal, y en la actividad física, ocasionando un gasto energético total menor. Cuando hay altos niveles de ingreso energético por aumento de reservas energéticas hay aumento en el gasto energético basal y en la actividad física, acercando al organismo al equilibrio energético³⁷.

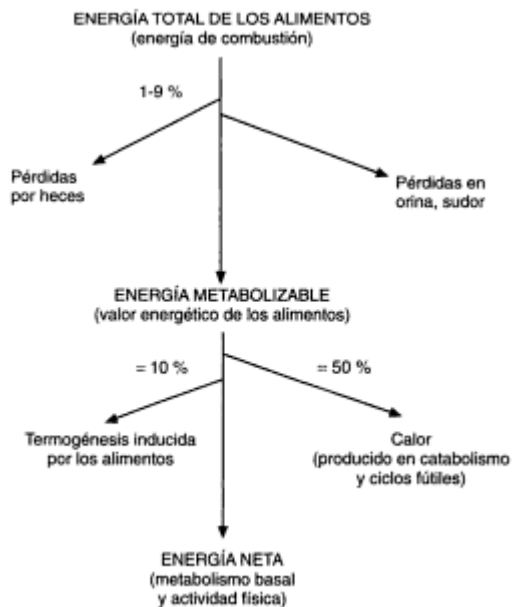
4.2.4.2. Ingreso energético. A su vez llamado como ingesta energética, se encuentra representada por la cantidad de energía procedente de los alimentos en forma de grasa, proteínas, carbohidratos y alcohol³⁸, además de una estimación de eficacia de la digestión, de la absorción y de las pérdidas

³⁷ ANTÓN, Op. cit. p. 594.

³⁸ QUILES, Joan. Energía. En: CASTILLO, José Miguel del. Nutrición básica humana. Valencia: Editorial PUV, 2011, p. 61.

energéticas de las proteínas por medio de la orina. Al combinar todos estos factores mencionados, se obtiene la energía metabolizable. Al restar la energía necesaria para la termogénesis inducida por los alimentos y la pérdida en forma de calor al realizar el catabolismo de los nutrientes, se obtiene la energía neta para el gasto metabólico basal y la actividad física. (Ver Figura 2)³⁹.

Figura 2. Utilización de la energía de los alimentos para la actividad física



Fuente: ANTÓN, Simal A. Balance energético. Cálculo de las necesidades energéticas. En: HERNÁNDEZ, M. SASTRE A. Tratado de nutrición. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 1999. p. 593.

4.2.5. Gasto energético. El ser humano, mediante un proceso biológico, convierte la energía química producida de los alimentos que consume a diario en energía mecánica y en calor, todo esto para llevar a cabo sus actividades. Este consumo energético está expresado generalmente en kilocalorías (Kcal) donde una kilocaloría equivale a la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de un litro de agua de 14,5°C a 15,5°C. La cantidad de energía que una persona transfiere o gasta todos los días es muy variante y se denomina como el gasto energético total (GET)⁴⁰.

³⁹ ANTÓN, Op. cit. p. 592.

⁴⁰ QUILES, Op. cit. p. 61.

4.2.5.1. Gasto energético total. Está conformado por la suma de tres componentes principales, el gasto energético basal (GEB), el gasto por actividad física (GAF), y la termogénesis inducida por la dieta (TID) (Ver Ecuación 2). En algunas ocasiones, el organismo se ve afectado por situaciones amenazantes y dado esto se debe sumar la termogénesis por estrés (TE) a los componentes ya mencionados. La función que determina el gasto energético se define de la siguiente manera⁴¹.

Ecuación 2. Función que determina el gasto energético total

$$GET = GEB + GAF + TID + (TE)$$

4.2.5.2. Gasto energético basal (GEB). Este término se define como la cantidad de energía necesaria para tener la capacidad de mantener los procesos corporales vitales cuando el cuerpo se encuentra en reposo total en condiciones de termoneutralidad (temperaturas entre 20°C y 30°C) después de 12 horas de ayuno. El GEB representa también, el costo mínimo de energía que el cuerpo usa para que funciones vitales de mantenimiento como la respiratoria, cardiovascular, endocrina, la renal, la hepática, del sistema nervioso y la termogénesis, no se detengan⁴².

El peso corporal es uno de los factores que determinan el GEB y es proporcional a la superficie corporal. Así como la masa celular activa, la edad, el sexo, la temperatura ambiente y las situaciones de carencia alimentaria. En adultos sedentarios representa entre el 50-70% del gasto energético total⁴³.

4.2.5.3. Gasto energético por actividad física (GAF). Este componente es el más variable del gasto energético total, ya que depende de los niveles de actividad que tenga cada persona. Este se puede dividir en dos componentes; actividad física espontánea y la actividad no restringida.

La actividad física espontánea se relaciona con los movimientos inconscientes y depende de la regulación del sistema nervioso simpático, la actividad no restringida depende directamente de la intensidad y duración de los movimientos que se estén generando, relacionados con el peso corporal, los porcentajes con

⁴¹ Ibíd., p. 60

⁴² MIJAN, Alberto de la. Técnicas y métodos de investigación en nutrición humana. Barcelona: Editorial Glosa, 2002, .p.170-171. ISBN: 84 7429 124 0.

⁴³ Ibíd., p. 170.

que se representan son variados, ya que en personas totalmente sedentarias su representación se encuentra entre el 10-40% del GET, y el 50% o mayor en personas activas⁴⁴.

4.2.5.4. Termogénesis inducida por la dieta (TID). Este término hace parte de uno en general que se denomina termogénesis, el cual se activa por estímulos como la ingesta de alimentos, exposición al frío, aspectos psicológicos, dolor. La TID hace referencia a la respuesta corporal cuando se realiza el proceso de alimentación, con un comportamiento del aumento del gasto energético por encima del basal, se expresa aproximadamente como el 10% del gasto energético total.

Dos componentes importantes de la termogénesis inducida por la dieta son: (1) la termogénesis obligatoria, debido a los procesos de digestión, absorción, procesamiento y almacenamiento de alimentos y (2) la termogénesis facultativa, en la que involucra la estimulación del sistema nervioso simpático⁴⁵.

4.2.5.5. Termogénesis por estrés (TE). Denominada también como la termogénesis por injuria. Todo daño al organismo, sea por infección, fiebre, enfermedad grave o accidentes, produce un incremento en el consumo de energía. La magnitud de este componente depende la intensidad del daño, alcanzando el 100 % del GEB⁴⁶.

4.2.6. Cuantificación del gasto energético. Para cuantificar y estimar el gasto energético de personas en condiciones y en entornos cotidianos de la vida, existen diversos métodos que logran de manera objetiva o subjetiva determinarlo. Los primeros se denominan métodos calorimétricos y no calorimétricos respectivamente.

4.2.6.1. Métodos calorimétricos para cuantificación del gasto energético. Dentro de estos métodos, se encuentran dos técnicas diferentes por las cuales se puede determinar el gasto energético. La calorimetría directa y la calorimetría indirecta. El método de la calorimetría directa mide el calor disipado por el cuerpo, mientras que la calorimetría indirecta mide el calor liberado por el proceso oxidativo de la ingesta de los alimentos⁴⁷.

⁴⁴ Ibíd., p. 171.

⁴⁵ Ibíd., p. 172.

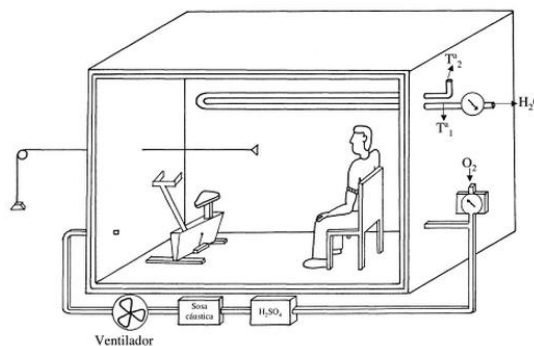
⁴⁶ Ibíd., p. 170.

⁴⁷ ANTÓN, Op. cit. p. 592.

- **Calorimetría directa.** Según Quiles, todos los procesos metabólicos que se dan en las células de nuestro cuerpo presentan como consecuencia la producción de calor. La medida del calor desprendido por una persona será, por lo tanto, la medida de su gasto energético⁴⁸.

En la actualidad la calorimetría directa se realiza por medio de una cámara aislada térmicamente por donde circula un conducto lleno de agua con el fin de medir la temperatura del agua a la entrada de la cámara (T^a_1) y a la salida (T^a_2). Se introduce al interior de la cámara el oxígeno y los gases de CO_2 y O_2 son conducidos por un conducto que contiene soda cáustica (para absorber el CO_2) y ácido sulfúrico (para absorber el agua), finalmente el O_2 filtrado vuelve al interior de la cámara como se muestra en la Figura 3.

Figura 3. Esquema de la cámara para medición de gasto energético por calorimetría directa



Fuente: QUILES, Joan Energía. En: CASTILLO, José Miguel del. Nutrición básica humana. Valencia: Editorial PUV, 2011, p. 62.

La calorimetría directa proporciona una medida energética directa al medir la pérdida de calor de una persona, donde esta no está influida por los procesos metabólicos. Por lo tanto, su elevada exactitud, precisión y posibilidad de determinar el gasto energético por largos períodos de tiempo lo hacen el método más preciso. Sin embargo, presenta ciertas limitaciones por el espacio que ocupa, el coste económico y la compleja infraestructura que requiere, lo que hace que su aplicación en estudios de campo no sea posible de realizar⁴⁹.

⁴⁸ MIJAN, Op. cit. p. 170.

⁴⁹ Ibíd., p.172.

- **Calorimetría Indirecta.** El metabolismo energético en el organismo humano, depende de la utilización de oxígeno. Por lo tanto, si el consumo de oxígeno de una persona es medido, es posible obtener una estimación indirecta de su metabolismo energético.

La calorimetría indirecta se puede realizar en dos diferentes circuitos, uno cerrado y otro abierto, este último es uno de los más utilizados. El sujeto respira en una cámara cerrada y un sistema de aspiración extrae del sujeto la mezcla de aire y gas espirado. Una parte de la mezcla espirada se dirige hacia los analizadores precisos del oxígeno y del anhídrido carbónico. Durante la medición del gasto energético por este método la persona puede estar acostado o de pie y se puede realizar por varias horas, permitiendo obtener medidas continuas tanto en estado de reposo como durante la práctica de algún ejercicio que no disponga de mucho espacio⁵⁰.

Actualmente, existen aparatos portátiles de análisis de estos gases que permiten estudiar el gasto energético en situaciones reales y cotidianas de la vida diaria o de la práctica de ejercicio físico de la persona. Sin embargo, estos sistemas siguen siendo muy grandes, es decir, que disponen de equipos adicionales robustos, lo que hace restringir el espacio para tomar las medidas, sistema costoso y poco aplicable para niños como población de estudio⁵¹.

4.2.6.2. Métodos no calorimétricos para cuantificación del gasto energético.

Se denominan como no calorimétricos, debido a que para la determinación del gasto energético se basan en determinaciones fisiológicas, observacionales, registros cinéticos y técnicas de dilución isotópica como lo son:

- **Agua doblemente marcada.** Esta técnica evalúa el gasto energético, por medio de la ingestión de isótopos (marcadores radioactivos) estables del hidrogeno y del oxígeno y del agua ($^2\text{H}_2^{18}\text{O}$). Éste procedimiento es seguro, ya que los isótopos son estables y no emiten radiación. Por medio de análisis de orina y muestras de sangre, se proporcionan datos sobre la excreción de ^2H y ^{18}O . El oxígeno marcado es eliminado del organismo como agua y dióxido de carbono, mientras que el hidrógeno solo se elimina como agua. Restando las pérdidas de hidrogeno de las pérdidas de oxígeno se obtiene la medida de fluctuación del dióxido de carbono, que se puede transformar en gasto energético.

⁵⁰ RAMIREZ, Javier. RODRIGUEZ, Germán V. REY, Juan P. RODRIGUEZ, Gerardo. MORENO, Luis A. Atención al adolescente. Cantabria Ediciones. Universidad de Cantabria, 2008, .p. 142. ISBN: 978-84-8102-476-0.

⁵¹ ANTÓN, Op. cit. p. 595.

Esta técnica posee varias ventajas en cuanto a la obtención del gasto energético. El uso de ésta no es complicado, se puede realizar mientras la persona realiza sus actividades cotidianas sin tener que estar encerrados en una cámara o conectados a un equipo. A diferencia del método de calorimetría y consumo de oxígeno, tiene poca reactividad y es precisa en un 3 y 4% en valores de calorímetro para adultos. Así mismo, tiene sus limitaciones y desventajas, dado que es difícil conseguir los isótopos, éstos son relativamente caros y no son adecuados para estudios con gran población; por último, las mediciones para determinar el gasto energético total, se deben llevar a cabo por lo menos durante un período de 3 días y se requiere de equipos muy sofisticados para lograr una cuantificación objetiva del gasto energético⁵².

- **Podómetros.** El podómetro es un sensor mecánico simple de movimiento que registra aceleraciones y desaceleraciones en una sola dirección. Se usan para estimar la distancia recorrida o la cadencia durante un período de tiempo. Para realizar esta técnica de cuantificación de gasto energético, solo se puede registrar durante actividades que conlleven a que la persona camine o corra. Esta se podría ver como una desventaja clara, a la hora de querer medir el gasto energético cuando la persona realice cualquier otro ejercicio físico como el ciclismo. Estos dispositivos no tienen la capacidad de medir intensidad y registrar incrementos de gasto energéticos cuando se realiza transporte de objetos o caminar/correr en superficies elevadas⁵³, ya que no diferencia entre caminar, correr o subir escaleras, este dispositivo asume que la persona está realizando el mismo esfuerzo y que gasta las mismas cantidades de energía en cada paso que da. Además de esto, los podómetros no suministran información temporal de la persona durante la actividad, puesto que no almacenan datos determinados en intervalos de tiempo.

Existen estudios realizados con adultos usando modelos recientes de podómetros que determinan validez y confiabilidad ante los valores obtenidos, aunque hay otros que afirman que son exactos a la hora de registrar el número de pasos pero que tienden a sobre o subestimar los niveles de actividad física totales. También se ha visto un bajo nivel de exactitud en cuanto al registro de velocidades bajas o altas en los pasos (Valanou et al., 2006)⁵⁴

- **Frecuencia Cardíaca.** Este método se basa en la existencia de una relación entre la frecuencia cardíaca y el gasto energético dentro de un rango de

⁵² Ibid., p. 596.

⁵³ ROWLANDS, Ann V. ESTON, Roger G. The Measurement and Interpretation of Children's Physical Activity. *En: Journal of Sports Science and Medicine*. Julio, 2007. Vol 6, p, 270 – 276.

⁵⁴ Ibid., p. 273.

actividades que se traducen en frecuencias cardíacas habituales, observadas en la vida cotidiana. Esto es posible realizarlo, monitorizando minuto a minuto la frecuencia cardíaca a lo largo del día o en su defecto durante la actividad física. Aunque este método no es una medida directa de la actividad física que se esté realizando, es posible obtener un histograma de frecuencias registrando los tiempos parciales a cada frecuencia cardíaca. Haciendo una integración de los valores obtenidos es posible calcular el GET durante actividades diarias.

Es relativamente accesible económicamente y de uso sencillo. Así mismo, permite que la persona a la que se le esté realizando la valoración del gasto energético, tenga total libertad al realizar movimientos. Una limitación de esta técnica, es que la relación entre la frecuencia cardíaca y el gasto energético no es lineal dentro del rango de actividades sedentarias, debido a la existencia de varios factores de confusión como variaciones en la postura, consumo de tabaco y la ingestión de alimentos, que afectan proporcionalmente más a la frecuencia cardíaca que al gasto energético⁵⁵.

- **Acelerómetros.** Es una técnica que mide el movimiento en forma directa y las medidas obtenidas son medidas objetivas. Mide aceleraciones que se producen en los planos del espacio (uno, dos o tres ejes), lo que permite realizar una evaluación objetiva de la intensidad y de la frecuencia de la actividad física a la que está sometido el paciente. Este método es válido para valorar la actividad física y el comportamiento sedentario en niños y adolescentes. Usa acelerómetros son mecanismos que emplea transductores piezoeléctricos y microprocesadores que miden la aceleración del cuerpo y luego es convertida en una señal cuantificable para su posterior análisis. Como se ya mencionó anteriormente, los acelerómetros miden de uno a tres planos ortogonales (vertical, anteroposterior y medio-lateral) esto los diferencia y los clasifica en dos tipos de acelerómetros, pueden ser sensores uni-axiales como CSA o Caltrac y triaxiales como TriTrac.

Los primeros, son utilizados de manera que las mediciones se hagan en un solo eje, es decir, son sensibles en el plano vertical. Por otro lado, los acelerómetros triaxiales o acelerómetros de tres ejes, miden aceleración en tres coordenadas (plano x, plano y, plano z). Éstos son dispositivos electrónicos sofisticados que miden el ritmo y la magnitud cuando el centro de gravedad corporal o los miembros, ya sea si son fijados en piernas o brazos, se desplazan durante la realización de algún movimiento.

⁵⁵ ANTÓN, Op. cit. p. 596.

Una de las ventajas de los acelerómetros son dispositivos portátiles, de fácil manejo tanto para la persona a ser estudiada como para las personas que hacen parte de la investigación, son ligeros, relativamente bajo de costo y su capacidad de registrar datos en tiempo real y por más de 24 horas, lo que lo hace un dispositivo ideal para cuantificar el gasto energético en personas de diferentes edades.

Las principales limitaciones de esta técnica, hacen referencia a la incapacidad de registrar la actividad física cuando no hay aceleraciones o impactos, es decir, cuando la persona realiza actividades como patinaje o ciclismo, subir una pendiente o transportar una carga externa de peso.

Para lograr una valoración más exacta y precisa del gasto energético cuando se realiza actividad física, Haskell et al. (2000)⁵⁶, han propuesto el registro simultáneo de dos diferentes técnicas, el de la frecuencia cardíaca y del movimiento con sensores en varias partes del cuerpo. Esta propuesta podría disminuir y compensar las deficiencias que tienen ambos métodos si se realizaran individualmente.

- **Electromiografía.** Consiste básicamente en la amplificación de los potenciales de acción producidos por fibra muscular al contraerse, bien sea voluntariamente o como respuesta a un estímulo eléctrico, midiendo la magnitud de la activación muscular. Este método no es una medida directa para obtener datos acerca del gasto energético. Sin embargo, sirve para verificar el gasto energético cuando se presenta mayor o menor activación muscular durante la actividad física realizada.

- **GPS.** El Sistema de posicionamiento global es un sistema de navegación y posicionamiento basado en el espacio⁵⁷. Este sistema emplea una red de entre 24 y 32 satélites que transmiten continuamente señales de radiofrecuencia con datos de posición y tiempo. Estas señales transmitidas por los satélites pueden ser captadas y decodificadas por cualquier persona que disponga de un receptor GPS debidamente configurado, sin ningún costo. A partir de unas medidas precisas de posición y tiempo, la velocidad se puede calcular directamente⁵⁸.

⁵⁶ HILLS Andrew. KING Neil. BYRNE Nuala. Children, Obesity and Exercise: Prevention, Treatment and Management Childhood Adolescent Obesity. Taylor & Francis Group. 2007. p, 122.

⁵⁷ WISE, Jaime M. ORR, Barron J. WISNESKI, Kristin D. HONGU, Nobuko. GPS Watches for Measuring Energy Expenditure during Physical Activity. En: Arizona cooperative extension. Octubre, 2008. p, 2.

⁵⁸ SÁNCHEZ, Luis. CABALLERO, Carlos. Tecnología GPS al servicio del deporte. En: Formación continuada. Archivos de medicina del deporte. 2006. Vol. 23, no.119, p.143 – 152.

Determinar la velocidad de desplazamiento de una persona en diferentes situaciones de la vida real, es gran importancia para los estudios de metabolismo energético ya sea durante la marcha o carrera, así mismo como para la valoración del gasto energético diario. Dado que esta tecnología permite una monitorización y registro continuo de estas variables, al aire libre, en el propio entorno de entrenamiento o en cualquier tipo de terreno, lo hace sin duda uno de los métodos de mayor aplicabilidad.

Para un peso dado de una persona, el gasto energético durante la actividad física se puede estimar mediante el seguimiento de la velocidad, la pendiente y la duración de la actividad. La tecnología GPS ofrece beneficios para la evaluación de la actividad física mediante el seguimiento de la ubicación exacta del individuo a través del tiempo. Esto permite el cálculo de ritmo de la persona (el tiempo pasado en incrementos de actividad física) que se mueven tanto en sentido horizontal, así como su variación de altitud (pendiente). Estas mediciones pueden ser transformadas en una estimación del gasto de energía⁵⁹.

Una de las ventajas del GPS es que es un dispositivo pequeño, ligero, autónomo pues proporciona posición 3-D, velocidad de desplazamiento y tiempos precisos, de forma continua y sin importar el tipo de terreno o espacio en el que se encuentre. Además de esto, los datos se pueden visualizar en tiempo real y/o registrarlos para un posterior análisis, según sea el caso.

La principal limitación de esta técnica es que las mediciones solo se pueden llevar a cabo al aire libre, donde el entorno no obstruya la señal de los satélites por edificios altos, túneles, zonas de árboles etc. Además de esto, las condiciones climáticas intervienen, pues si el cielo se encuentra muy nublado o cubierto, la recepción de la señal no puede ser buena⁶⁰.

- **Sensores inerciales.** Capturan movimiento midiendo aceleraciones corporales (acelerómetro) o tasas rotacionales (giroscopios). Con el uso de los acelerómetros para monitoreo de la actividad física, los datos de estos representan el movimiento corporal, sin embargo el análisis del movimiento de cuerpos rígidos consiste en la combinación de aceleración y rotaciones. La combinación de ambos métodos es una herramienta útil para caracterizar el movimiento⁶¹.

⁵⁹ Ibíd., p. 150

⁶⁰ Ibíd., p. 152.

⁶¹ VATHSANGAM, Harshvardhan. EMKEN, Adar. SCHROEDER, E. Tood. SPRUIJT- METZ, Donna. SUKHATME, Gaurav. Determining energy expenditure from treadmill walking using hip-worn inertial sensors: an experimental study. Octubre 2011. Vol, 58, no, 10. p. 2804-2815.

4.3. SISTEMA DE SENSADO

Una vez definidos los métodos a implementar para la estimación de gasto energético durante actividad física, se define el sensor de movimiento, software y elementos necesarios para llevar a cabo la obtención de los datos en las pruebas.

El sistema de captura a utilizar en este estudio son los sensores Shimmer (Sensing Health with Intelligence, Modularity, Mobility, and Experimental Reusability), son pequeños sensores, de plataforma inalámbrica que pueden registrar y transmitir datos fisiológicos y cinemáticos en tiempo real (Ver Figura 4). Diseñados como un sensor portátil, los Shimmer incorporan electrocardiografía (ECG), electromiografía (EMG), acelerómetros, giroscopios, GPS y sensores de vibración e inclinación. Tienen un microprocesador de baja potencia MSP430 el cual controla las operaciones del dispositivo, su expansión interna permite incrementar su funcionalidad permitiendo conectar módulos adicionales para monitoreo de señales. Adicionalmente tiene integrado un acelerómetro tri-axial, el cual establece lecturas de aceleración en tres dimensiones. El módulo Shimmer contiene una tarjeta micro SD para almacenamiento adicional de los datos. Para comunicación y transferencia de datos posee comunicación por bluetooth y un módulo radio de 802.15.4⁶².

Este dispositivo posee características que hacen que sea portable como su tamaño (50 mm x 25mm x 12.5mm) y su bajo peso (15 gr.), ideal para generar monitoreo en ambientes donde una persona normalmente interactúa por fuera de un laboratorio.

Figura 4. Sensor Shimmer



Fuente: Manual de usuario Shimmer Revisión 1. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 22 de Febrero de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

⁶² Manual de usuario Shimmer Revisión 1. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 22 de Febrero de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

4.3.1. Microprocesador MSP430F1611. Este microprocesador es uno de los componentes principales de los sensores, tiene una característica muy importante y es que su sistema es de baja potencia durante los periodos de inactividad. Este sistema está basado sobre RISC CPU 16-Bit, periféricos y un mecanismo de reloj adaptable conectado por un bus de dirección de memoria (MAB) von-Neumann y un bus de memoria de datos.

4.3.2. Acelerómetro Tri-axial MMA7260Q. Es un dispositivo micromecanizado capacitivo que contiene un filtro pasa bajo de un polo, con acondicionamiento de señal inherente, compensación de temperatura y selector de sensibilidad (1.5/2/4/6g). Este sistema es ideal para sistemas de baja potencia, cuando está activo su consumo está alrededor de 500uA con modo ahorrador de energía de 3uA. Tiene la ventaja de que es un dispositivo robusto permitiendo que sobreviva a altos impactos, además es ideal para aplicaciones que requieren alta sensibilidad. Está conectado al sensor Shimmer por tres canales ADC.

4.3.3. Módulo Bluetooth®. La plataforma SHIMMER usa la clase 2 del módulo de Bluetooth redes itinerantes (RN-46) para comunicarse a través de una antena de 2.4GHz integrada. Se encontró que este módulo estaba bien diseñado, muy configurable, fiable y robusto.

El módulo Bluetooth® está conectado a la MSP430 directamente a través de la conexión en serie USART1. Además, puede ser controlado por cadenas de caracteres ASCII a través del enlace Bluetooth® RF (radiofrecuencia). El módulo es ideal para la operación de baja potencia requerida por SHIMMER ya que contiene cuatro modos de potencia; transmitir a 60 mA, recepción en 40 mA, estado de reposo a 1.4 mA y sueño profundo con un consumo de energía de 50 µA. La RN-46 tiene un alcance de más de 10 metros (33 pies) y la potencia transmitida se puede ajustar en función de la distancia de aplicación. El sistema cuenta con setenta y nueve canales con intervalos de canal de 1 MHz y ofrece un enlace seguro robusta a través de espectro ensanchado con saltos de frecuencia (FHSS) y esquemas de corrección de errores. La velocidad de enlace Bluetooth ® es de 921.6 Kbps sobre el USART1 y una velocidad de transmisión de espacio libre de 721Kbps, con una sensibilidad del receptor de -82 dBm⁶³.

4.3.4. Almacenamiento de memoria. La base de los sensores SHIMMER contiene una ranura para tarjetas microSD TM para incorporar recursos de memoria extra, con un máximo de 2 GB disponibles. Esto permite el almacenamiento adicional de datos, cuando el sensor no esté realizando una

⁶³ Ibíd., Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

copia de seguridad de estos, evite la pérdida de datos mientras se desplazan, durante las interrupciones de red o cambios en las baterías⁶⁴.

4.3.5. Módulo de electrocardiografía. Esta tarjeta de expansión, se utiliza para la captura de datos de ECG. El diseño posee amplificadores operacionales CMOS y produce vectores desde el brazo derecho a la pierna izquierda y vectores desde el brazo izquierdo a la pierna izquierda.

4.3.5.1. Especificaciones

- **Consumo de corriente:** 180µA (cables conectados)
- **Ganancia:** 175
- **Alcance máximo de la señal antes de la saturación:** 17 mV
- **Rango de frecuencia:** 0,05-159 Hz
- **Derivaciones:** Derivación II, III y I pueden ser calculadas después del muestreo
- **Tierra:** Wilson Type Driven Ground
- **Protección de entrada:** ESD y RF/EMI filtrado, limitador de corriente
 - ESD (Electrostatic discharge): Enfocado a reducir daños causados por cargas electroestáticas. Muchos sistemas de electrocardiografía tienen protección de entrada para pulsos de desfibrilación y ESD. (Mitigation Strategies for ECG Design Challenges)
 - EMI (interferencia electromagnética) y RF (interferencia por radiofrecuencia): son tipos de emisiones electrónicas que pueden interferir en el equipo de electrocardiografía, impidiendo su adecuado funcionamiento. Filtros EMI/RF son dispositivos electrónicos que suprime las emisiones de interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia⁶⁵
- **Conexiones:** Brazo izquierdo, brazo derecho, pierna izquierda, pierna derecha
- **Amplificador:** Incrementa la amplitud de la señal de entrada. (ganancia establecida es de 175, opcional)
- **Filtros:** Pasa baja y pasa banda, limita la señal a 0,5 Hz y 159 Hz
- Conversores análogo-digital (ADC)⁶⁶

4.3.6. Módulo de electromiografía. Esta tarjeta de expansión, se utiliza para la captura de datos de EMG. Mide y graba actividad eléctrica asociada con la

⁶⁴ Manual de usuario Shimmer Revisión 2.0 c. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 22 de Febrero de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

⁶⁵ RFI/EMI Filters. [En línea] Thomas Publishing Company. [consultado 18 de Septiembre 2014]. Disponible en internet: <http://www.thomasnet.com/articles/automation-electronics/RFI-EMI-Filters>.

⁶⁶ Manual de usuario Módulo ECG Shimmer Revisión 1.8. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 05 de Junio de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

contracción muscular y puede ser usado para analizar y medir los movimientos biomecánicos humanos.

4.3.6.1. Especificaciones

- **Consumo de corriente:** 180 μ A (cables conectados)
- **Ganancia:** 640
- **Alcance máximo de la señal antes de la saturación:** +/- 2.2mV (4.4mV pk-pk)
- **Rango de frecuencia:** 5Hz-322Hz
- **Conversores análogo digital (ADC)**
- **Tierra:** Wilson Type Driven Ground
- **Conexiones de entrada:** Entrada positiva (+), entrada negativa (-)
- **Peso:** 28 gr.
- **Dimensiones:** 53 x 32 x 23 mm.
- **Electrodos:** Cada tarjeta de EMG conecta a un electrodo positivo, negativo y neutro
- **Amplificador:** Incrementa la amplitud de la señal de entrada. (opcional)
- **Filtro de ancho de banda:** Filtro pasa banda de (5-322) Hz. Es un filtro activo
- **Protección de entrada:** ESD y RF/EMI filtrado, limitador de corriente

4.3.6.2. Modo rechazo común. Cada tarjeta EMG se conecta con tres electrodos: positivo, negativo y neutro. La razón por la que se usan tres electrodos de esta forma es debido a que la amplitud de la señal de electromiografía es muy pequeña comparada con el ruido que muchas veces interfiere en la adquisición de la señal, por ejemplo interferencias desde la línea de poder o fuentes eléctricas cercanas al dispositivo. La señal recogida por cada electrodo consiste en ruido del ambiente junto con la señal eléctrica del musculo elegido. El ruido del medio es común para todos los electrodos, mientras que la señal eléctrica local (músculo) depende de la posición del electrodo. Así, si una señal se resta de otra, el componente común (el ruido indeseado) se cancelará por medio de esa resta, mientras que la señal local (la señal deseada) permanecerá y puede ser amplificada para hacer más fácil el proceso de análisis. Este proceso es llamado Modo Rechazo Común (CMR) y es usado en la tarjeta de electromiografía⁶⁷.

⁶⁷ Manual de usuario Módulo EMG Shimmer Revisión 1.9. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 07 de Junio de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

4.4. MÉTODOS ESTADÍSTICOS

4.4.1. Confiabilidad. Una forma de expresar la confiabilidad es a través de la correlación. Esta hace referencia al grado de relación entre los valores de dos variables diferentes, con este análisis es posible observar hasta qué punto los valores de cada variable se relacionan entre si y cuál es su comportamiento por medio de gráficas dispersión⁶⁸. La confiabilidad es la exactitud o precisión de un instrumento de medición. Uno de los tipos de confiabilidad es la de la estabilidad a través del tiempo que es medible por medio de un diseño test-retest.

Una medición es confiable o segura, cuando aplicada repetidamente a un mismo individuo o grupo, o al mismo tiempo por investigadores diferentes, da iguales o parecidos resultados. La determinación de la confiabilidad consiste pues, en establecer si las diferencias de resultados se deben a inconsistencias en la medida⁶⁹.

La confiabilidad está compuesta por dos componentes importantes que son: la consistencia interna y la estabilidad temporal. La primera se refiere entonces al grado en que los distintos ítems o piezas de un test midan lo mismo y la segunda respectivamente, se refiere al grado en que un instrumento de medida arrojará el mismo resultado en diversas mediciones concretas.

4.4.1.1. ANOVA. Análisis de la varianza, es una técnica estadística usada para establecer si existen diferencias significativas de tres o más grupos de datos, examina la diferencia entre el promedio del grupo de datos, comparando la variabilidad entre los promedios⁷⁰.

4.4.1.2 Estimación de la Confiabilidad. El coeficiente de confiabilidad es cuantificado usando el Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI). Evalúa la concordancia entre diferentes mediciones continuas. Generalmente es usado en ensayos clínicos, cuando los observadores o los instrumentos son fijos y los pacientes o población de estudio es aleatoria. Es llamado “Intraclass” debido a

⁶⁸ ROWNTREE, Derek. CHIAPPA, Clemencia. VASCO, Eloísa. Introducción a la estadística, un enfoque no matemático. Norma, 1984. p. 127. ISBN: 8482764098.

⁶⁹ SÁNCHEZ, B. GUARISMA, J. Métodos de Investigación. Maracay: Ediciones Universidad Bicentenario de Aragua. 1995. p 85.

⁷⁰ VINCENT, William J. WEIR, Joseph P. Statistics in Kinesiology. 4 ed. New York. Human Kinetics, 2012. p. 178. ISBN-13: 978-1-4504-0254-5.

que calcula un índice que comprende la misma variable medida en múltiples ocasiones⁷¹.

Es posible clasificar la concordancia de acuerdo al valor de CCI obtenido según como la proponen otros autores⁷². (Ver Tabla 1)

Tabla 1. Valoración de la concordancia según los valores del Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI).

Valor del CCI	Fuerza de la concordancia
>0,90	Muy buena
0,71-0,90	Buena
0,51-0,70	Moderada
0,31-0,50	Mediocre
<0,30	Mala o nula

Fuente: FLEISS, Joseph. The design and analysis of clinical experiments. Canada: John Wiley & sons, inc. 1986. p. 423.

4.4.2. Error estándar de medida (EEM). Es una estimación absoluta de la confiabilidad de una prueba, lo cual significa que el valor de este error tendrá unidades de la prueba que esté siendo evaluada y no es sensible a la variabilidad de los datos entre sujetos.

El EEM es un índice de la precisión de una prueba. Puede ser estimado por medio de dos fórmulas. La primer fórmula es la más común y estima el error estándar de medida como

Ecuación 3. Cálculo del error estándar de medida

$$EEM = SD \sqrt{1 - CCI},$$

⁷¹ Ibid., p. 214-225.

⁷² FLEISS, Joseph. The design and analysis of clinical experiments. Canada: John Wiley & Sons, inc. 1986. p. 423.

donde SD es la desviación estándar de todas las puntuaciones sobre la media total. Es posible calcular la SD por medidas repetidas ANOVA y se define como:

Ecuación 4. Cálculo de la desviación estándar con ANOVA de medidas repetidas

$$SD = \sqrt{\frac{SS_{TOTAL}}{N - 1}},$$

donde SS_{TOTAL} es el total de la suma de los cuadrados, dato arrojado después de hacer análisis de ANOVA y N definido como el total de puntuaciones ($N = 32$).

El EEM refleja la consistencia de los datos obtenidos en la prueba dentro de los sujetos individuales. Además, a diferencia del coeficiente de correlación intraclass, es en gran parte Independiente de la población de la cual se calculan los resultados⁷³.

4.4.3. Correlación. La relación entre dos variables es un método comúnmente usado análisis de investigación especialmente en las ciencias de la vida. La correlación puede ser definida como un índice cuantitativo que describe el grado en el que dos variables se relacionan o se asocian una con otra.

Este índice es conocido como coeficiente de correlación y su valor se encuentra entre -1.00 y +1.00. También llamado como *coeficiente de Pearson*, simbolizado por r . El signo del coeficiente de correlación indica la dirección de la relación. El signo negativo indica que los resultados están inversamente relacionados, a diferencia del signo positivo que indica una relación directamente proporcional. La magnitud del coeficiente de correlación indica la fuerza de la relación. Un $r = 1$ indicará entonces una correlación perfecta.

La correlación no solo es usada para medir la relación entre dos variables, también indica la proporción de diferencias individuales en una variable que puede ser asociada con las diferencias individuales de otra variable⁷⁴.

⁷³ VINCENT, Op. cit. p. 219.

⁷⁴ FLEISS, Op. cit. p. 425.

4.4.4. Error cuadrático medio (RMSE). Llamado también como la desviación cuadrática media. Es una medida de uso frecuente de la diferencia entre los valores pronosticados por un modelo y los valores realmente observados desde el entorno que se está modelando. El RMSE de un modelo de predicción con respecto al modelo estimado por la variable X , se encuentra definido como error la raíz cuadrada de la media al cuadrado sobre el número total de muestras menos uno⁷⁵. (Ver Ecuación 5).

Ecuación 5. Cálculo del error cuadrático medio (RMSE)

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e})^2}{n - 1}},$$

donde e_i es el valor observado, \bar{e} es el valor medido por los sensores.

4.4.5. Regresión. Es la cantidad de cambio que presenta una variable dependiente o de respuesta (Y), en relación a la variable independiente o de entrada (X). Este concepto se encuentra estrechamente relacionado con la correlación. Sin embargo, mientras que la regresión estudia la naturaleza de la relación entre variables que son dependientes, la correlación estudia la estrechez de la relación de dos variables donde una es dependiente de la otra.

Dentro de los tipos de regresión existentes se encuentra la regresión lineal. En este tipo de análisis solo hay una variable independiente y la respuesta de la variable dependiente sigue una función lineal. Se define como la relación entre una variable de respuesta Y , y la variable de entrada X dada por medio de una ecuación. Generalmente ésta es determinada como modelo de regresión lineal⁷⁶[41]. (Ver Ecuación 6).

Ecuación 6. Modelo de regresión lineal

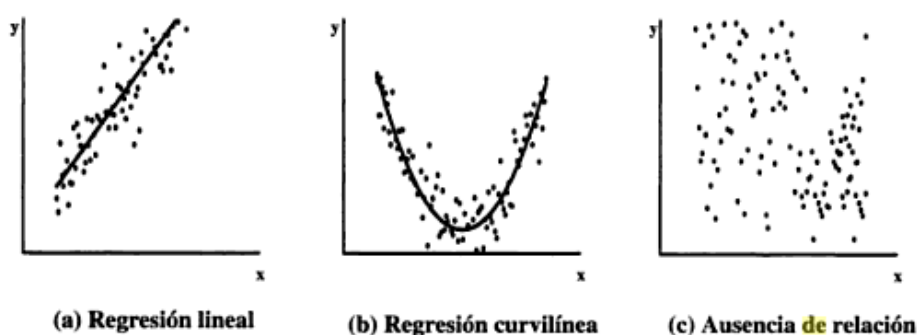
$$Y = \alpha + \beta x$$

⁷⁵ MARTENS, Harald y MARTENS Magni. Multivariate analysis of quality an introduction. England: John Wiley & Sons, 2001. p. 177 – 180.

⁷⁶ MARTÍN, Andrés A. CASTILLO, Luna del. Bioestadística: Para las ciencias de la salud. Madrid. Capitel Ediciones, 2004. p 491 – 493. ISBN: 84-8451-018-2.

A modo de comprobar si dos variables están relacionadas, los valores obtenidos de cada variable son representados en ejes cartesianos permitiendo así graficarlos y obtener una nube de puntos. De este modo, se tiene una idea acerca de si hay o no relación entre las variables de estudio. Una nube de puntos para una regresión lineal (Ver Figura 5 (a)) la variable de respuesta (y) aumenta de modo constante que la variable de entrada (x). A diferencia de la Figura 5 (b), una regresión curvilínea, pues la nube de puntos se ajusta a una línea curva, es decir, una relación parabólica y Figura 5 (c) a una ausencia de relación entre las variables.

Figura 5. Nube de puntos para los tipos de regresión



Fuente: MARTÍN, Andrés A. CASTILLO, Luna del. Bioestadística: Para las ciencias de la salud. Madrid. Capitel Ediciones, 2004. p 491 – 493. ISBN: 84-8451-018-2.

5. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

Este trabajo de grado es un estudio básico para la implementación de un dispositivo con el fin de obtener la información necesaria para dar cumplimiento a los objetivos establecidos. Se dividió en ocho etapas las cuales tienen un enfoque tanto investigativo como experimental.

5.1. ETAPAS DEL PROYECTO

5.1.1. Etapa 1. Búsqueda y análisis de la bibliografía. Se realizó la revisión de la bibliografía de los diferentes métodos de estimación de gasto energético utilizados comúnmente, ventajas, desventajas y la relación que tienen estos al ser implementados durante la realización de actividad física.

De acuerdo a la investigación previa realizada, se encontró que los métodos que permiten realizar el análisis del gasto energético producido durante actividad física y más importante aún en entornos donde la población de estudio interactúa diariamente son la acelerometría, frecuencia cardíaca y electromiografía.

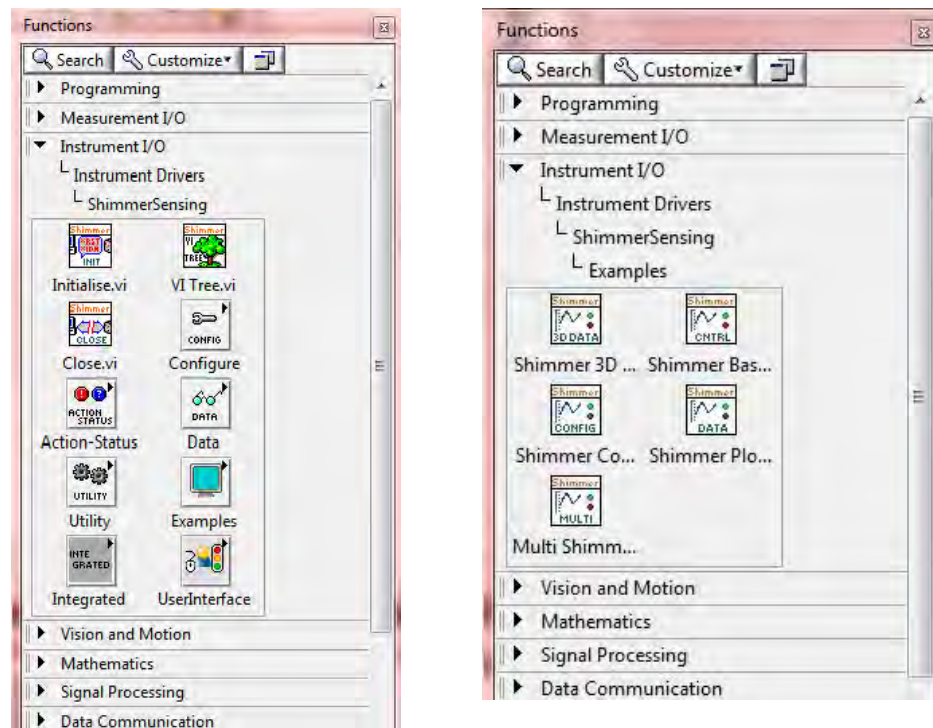
5.1.2. Etapa 2. Conexión del sensor con el computador. Para llevar a cabo el reconocimiento del sensor con el computador primero se cargó el driver correspondiente al modelo del sensor específico que se está trabajando. Conectar el sensor a la base para cargar la batería por el puerto USB y cargar el driver por medio del programa BSL430.exe que viene en el paquete de los sensores. Posterior a esto se procede a identificar el puerto COM correspondiente a cada sensor a utilizar para proceder a realizar la adecuada conexión con la plataforma a utilizar, se realiza el emparejamiento con el computador adicionando un nuevo dispositivo en la carpeta de dispositivos bluetooth, introduciendo la contraseña que se especifica en el manual Shimmer⁷⁷.

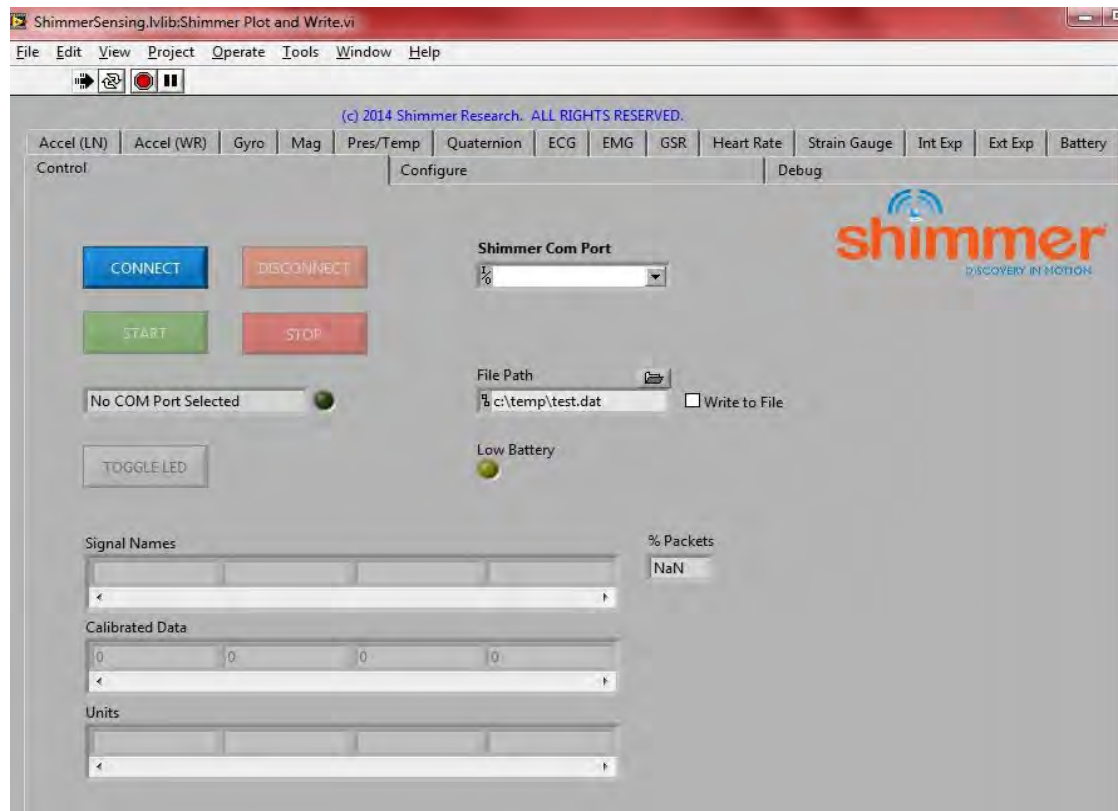
5.1.3. Etapa 3. Selección de la plataforma para adquisición de datos. En el software LabView se descargó una librería específica para trabajar con los sensores. La carpeta que contiene los drivers y herramientas se instaló en la carpeta C:\Program Files\National Instruments\LabVIEW 2010\instr.lib\. Posterior a este paso se procedió a instalar el firmware para el tipo específico de sensor que se usa, en este caso el sensor Shimmer con el que se trabajo es 2R, por lo tanto

⁷⁷ Manual de usuario Shimmer Revisión 2. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 03 de Junio de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

el firmware instalado es la versión BtStream v1.2.0. Ya instalada la librería Shimmer es posible explorar las herramientas para manejar los sensores.

Figura 6. Interfaz LabView de la plataforma de sensores Shimmer





5.1.4. Etapa 4. Selección de parámetros y variables. En esta etapa se definieron las técnicas, modelos matemáticos, algoritmos, parámetros y variables que se van a implementar. Para esto, inicialmente se realizó una investigación y revisión de los diferentes estudios realizados anteriormente donde hacen uso de los métodos que cumplen con los parámetros de estudio establecidos.

- **Acelerometría.** Bouten et al⁷⁸. demostraron que la integral de la aceleración absoluta (IAA) fue calculada para correlacionarla linealmente con el gasto energético con un 97% de exactitud cuando un sujeto se encuentra caminando. Esta técnica también llamada como el cálculo del vector magnitud, es la raíz de la suma de la integración de los datos para cada eje elevados al cuadrado.

Se tuvo en cuenta parámetros los cuales son importantes antes de la adquisición de los datos.

⁷⁸ BOUTEN, Op. cit. p. 1520.

- **Frecuencia de muestreo.** Para este método se definió una frecuencia de muestreo de 512 Hz dada por los sensores.

- **Ubicación sensor.** Según Bao et al.⁷⁹, el reconocimiento de la actividad física de una persona se ha realizado basado en datos de aceleración obtenidos en múltiples partes del cuerpo. Diferentes estudios indican que las actividades como caminar, correr y subir escaleras pueden ser reconocidas y cuantificadas en tasas de precisión de un 83% a un 95% utilizando aceleraciones de la cadera, muslo y tobillo. De estas posiciones, la cadera es considerada la segunda mejor ubicación para la estimación de ciertas actividades físicas. Debido a esto, el sensor fue ubicado en la cadera izquierda de cada participante.

Figura 7. Ubicación del sensor para el método de acelerometría



- **Electrocardiografía.** Para este método se seleccionó la técnica del cálculo de la frecuencia cardíaca, lo que permite conocer el número de contracciones del corazón por minuto. Para una señal de alta calidad, se siguieron ciertas recomendaciones antes de empezar la adquisición de la misma:

⁷⁹ BAO, Ling. y INTILLE, Stephen S. Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data. Cambridge, MA 02142 USA. Massachusetts Institute of Technology. 2004. p. 17.

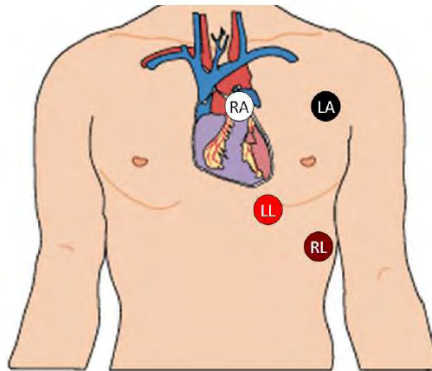
- **Preparación de la piel.** No es esencial para las mediciones de ECG, sin embargo, el buen contacto de la piel con el electrodo mejora la calidad de señal y reduce la probabilidad de interferencia de la señal de los electrodos que quedan por fuera de contacto o que es causada por partículas de suciedad o hasta los mismos vellos del cuerpo. Es por esto, que se recomienda limpiar la piel con el alcohol en la zona de contacto de los electrodos o con desinfectante para eliminar los aceites y sudor que pueden interferir la señal.
- **Frecuencia de muestreo.** Aunque la frecuencia de muestreo es totalmente dada por el usuario, se recomienda una frecuencia de muestreo de 512 Hz para la adquisición de datos de ECG.
- **Latiguillos.** Se usaron cuatro cables cortos conectados a los electrodos y sensor, con el fin de minimizar la interferencia de la señal. La interferencia puede provenir de artefacto de movimiento, de la red eléctrica (50/60) Hz y otras señales inalámbricas.
- **Ubicación electrodos.** Comúnmente la posición de los electrodos es en brazos y piernas, pero en realidad éstos se pueden colocar en el pecho. Lo importante es que cada electrodo sea colocado en el cuerpo, desde el corazón y en la dirección de la articulación de la extremidad correspondiente. El electrodo de referencia (RL) en realidad se puede colocar en cualquier lugar en el cuerpo mientras está fuera del triángulo formado por los otros 3 electrodos.

Se observa que se coloca en el punto de posición V5, lateralmente en el lado izquierdo del torso (Ver Figura 8). Esta posición permite la captura de la calidad más alta de las ondas R⁸⁰. Así mismo, se ubicaron los electrodos durante la prueba en el laboratorio, usando la máscara de analizador de gases simultáneamente (Ver Figura 9)⁸¹.

⁸⁰ OSTER, C. Improving ECG trace quality. Biomedical Instrumentation & Technology, 2000. Vol. 34, p 219 – 222.

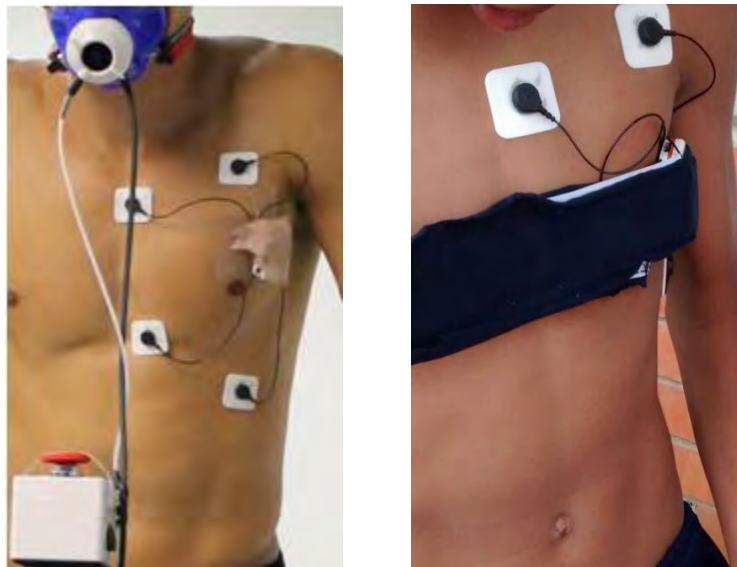
⁸¹ Manual de usuario Módulo ECG Shimmer Revisión 1.8, Op. cit. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

Figura 8. Diagrama de la ubicación de los electrodos para adquisición de señal electrocardiográfica según guía del usuario de Shimmer



Fuente: Manual de usuario Módulo ECG Shimmer Revisión 1.8. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 24 de Febrero de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

Figura 9. Ubicación de los electrodos para el método de electrocardiografía durante prueba en laboratorio y campo



El sensor tiene una etiqueta que sugiere la colocación de electrodos de la siguiente manera:

- LA: Brazo Izquierdo
- RA: Brazo Derecho

- LL: Pierna Izquierda

- RL: Pierna Derecha

- **Electromiografía.** Para este método se seleccionó la técnica del cálculo de la máxima potencia muscular, esto permite conocer la activación muscular máxima durante la realización de ejercicio físico. Se siguieron ciertas recomendaciones antes de empezar la adquisición de la señal muscular:

- **Preparación de la piel.** Un buen contacto de los electrodos con la piel es esencial para las lecturas y mediciones de EMG en superficies musculares precisas. La piel debe limpiarse con alcohol o desinfectante para eliminar cualquier partícula de suciedad o sudor. Si los vellos están obstruyendo el contacto, se debe afeitar para mejores lecturas.

- **Frecuencia de muestreo.** Aunque la frecuencia de muestreo es totalmente dada por el usuario, debe tenerse en cuenta que el espectro de EMG superficial es de 20 Hz - 400 Hz sin embargo la mayoría de la señal se encuentra en el espectro 20 Hz- 250 Hz. Por lo tanto, para muchas aplicaciones una frecuencia de muestreo de 512 Hz será asegurar la reproducibilidad de alta calidad de la suma real de la actividad del músculo. Sin embargo, una tasa de muestreo más alta puede ser necesario para ciertas aplicaciones.

- **Latiguillos.** Se usaron tres cables cortos (positivo, negativo y neutro) conectados a los electrodos y sensor, con el fin de minimizar la interferencia de la señal. La interferencia puede provenir de artefacto de movimiento, de la red eléctrica (50/60) Hz y otras señales inalámbricas.

- **Ubicación electrodos.** Se tienen en cuenta los siguientes parámetros para la colocación de los electrodos:

- Los electrodos positivos y negativos deben ser colocados en paralelo con las fibras musculares del músculo que se está midiendo, cerca del centro del músculo, dejando 2 cm de distancia de electrodo a electrodo.

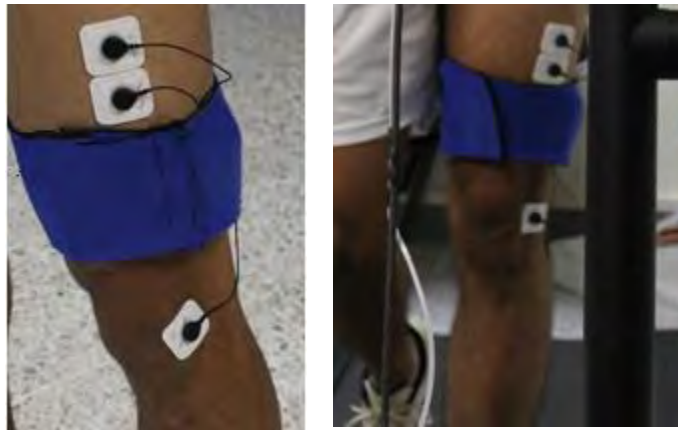
- El electrodo de referencia se debe colocar en un punto del cuerpo eléctricamente neutro, tan lejos como sea razonablemente posible desde que se mide el músculo. Se recomiendan las prominencias óseas. En este caso, fue ubicado en la articulación de la rodilla.

- Los electrodos no deben colocarse en el tendón del músculo. Como los músculos alcanzan la articulación del tendón, las fibras se vuelven más delgadas y producen una señal de EMG con una disminución de la amplitud.

- Los electrodos no deben colocarse en el punto motor del músculo. Esto da datos inexactos, debido a que la señal producida es una suma de la actividad nerviosa y muscular, esto no sólo representa la actividad del músculo.
- Los electrodos no deben ser colocados en los bordes exteriores del músculo. Esto aumenta las posibilidades de captación de señales de diafonía de otros músculos que no se están midiendo.

El músculo seleccionado fue el recto femoral. Hace parte del cuádriceps femoral, músculo más potente de los extensores de la pierna y uno de los músculos involucrados durante la marcha. Los electrodos fueron colocados junto con una tira ancha de neopreno para asegurar que el sensor quedara fijo durante el movimiento (Ver Figura 10)⁸².

Figura 10. Ubicación de los electrodos para el método de electromiografía



5.1.5. Etapa 5. Calibración sensores Shimmer. Para llevar a cabo la calibración y empezar la adquisición de datos con los sensores, se usó una plataforma o interfaz que permitió realizar estas acciones. Los sensores Shimmer además de poseer los módulos por los cuales se van implementar los tres métodos, proporciona la facilidad de descargar cada una de las librerías y manuales para la manipulación de los mismos desde su página registrada (www.shimmersensing.com). Cabe resaltar que estas librerías son compatibles con software como MatLab, LabView y otros.

⁸² Manual de usuario Módulo EMG Shimmer Revisión 1.9, Op. cit. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

5.1.5.1. Calibración acelerómetro. Para llevar a cabo este procedimiento se usó una aplicación de Shimmer, calibración Shimmer 9DOF, este permite el cálculo de los parámetros para el acelerómetro triaxial. Una vez calculadas, los parámetros de calibración pueden ser almacenados en el sensor.

Figura 11. Sistemas de coordenadas del sensor.



Fuente: Manual de usuario de Aplicación de calibración 9 DOF. Revisión 2.4a. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 5 de Mayo de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

Formato de los datos del Shimmer: cuando se adquieren datos por medio de un sensor Shimmer, la salida de este genera valores crudos digitales, con el fin de convertir estos datos a unidades estándar (m/s^2), los parámetros de calibración deben ser aplicados a los valores crudos de la salida del conversor análogo digital.

La aplicación para Shimmer 9DOF permite el cálculo de parámetros de calibración para el acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. Una vez calculados los parámetros estos pueden ser almacenados en la memoria del sensor.

La interfaz para llevar a cabo el proceso de calibración posee diversas herramientas que permiten realizar la conexión del sensor con el equipo portátil, identificar el puerto COM para generar la conexión inalámbrica. Cada sensor (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro) poseen pestañas en la interfaz para realizar la calibración por separado.

El rango del acelerómetro usado en este estudio es de +/- 1,5 g. Para llevar a cabo el proceso de calibración se debe ubicar la superficie del eje X positivo apuntando en la dirección del vector gravedad positivo, cuando se ubica se deja estático en una superficie plana mientras se graban los datos en esa posición, luego se procede a ubicar ese mismo eje en la dirección negativa del vector gravedad y realizar el mismo proceso de grabación de datos en la superficie plana. Este mismo procedimiento realizado con el eje X se debe hacer con los ejes Y y Z, y así en total se genera el registro de datos en las 6 superficies del sensor.

Una vez se realizan todos los registros en la interfaz se muestran valores del offset del vector (ba), matriz de sensibilidad (Ka) y la matriz de alineación de ejes (Ra) (Ver Figura 12)⁸³.

Figura 12. Parámetros de calibración del acelerómetro

Low Noise Accelerometer Calibration Parameters In Application								
Offset Vector (ba)			Sensitivity Matrix (Ka)			Alignment Matrix (Ra)		
1969			83	0	0	-0	-1	0
2012			0	83	0	-1	0	-0
2034			0	0	83	0.02	0.01	-1

Fuente: Manual de usuario de Aplicación de calibración 9 DOF. Revisión 2.4a. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 17 de Mayo de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

5.1.5.2. Calibración módulo ECG. Los valores predeterminados del módulo de ECG de ganancia y offset del conversor análogo digital son 175 y 2060 respectivamente. Para muchas aplicaciones estos valores son suficientes para generar valores precisos. Si se busca mejorar la exactitud de las lecturas es posible calcular la ganancia y el offset.

- **Offset conversor análogo digital.** Para determinar este parámetro en cada canal, las entradas relevantes deben estar conectadas entre ellas.

ADC Offset Lead II = Salida de ADC ECG RA-LL cuando RA es conectado a LL

ADC Offset Lead III = Salida de ADC ECG LA-LL cuando LA está conectado a LL

⁸³ Manual de usuario de Aplicación de calibración 9 DOF. Revisión 2.4a. [En línea] Irlanda: Shimmer. [consultado 10 de Mayo de 2014]. Disponible en internet: www.shimmersensing.com.

- **Ganancia.** Se le aplica una onda seno desde un generador de señales a los electrodos del sensor. La derivación II y III se deben calibrar por separado, así que la señal debería estar conectada al RA y LL emparejado para la calibración de la derivación II y al LA con LL para la calibración de la derivación III. Se usa una señal de amplitud +/- 1 mV aproximadamente (2 mV pico a pico) y frecuencias entre 0,05 Hz y 159 Hz.

Ecuación 7. Ganancia del módulo de ECG

$$Ganancia = \frac{(Máxima salida del ADC - offset ADC) * Sensibilidad ADC}{Señal maxima de entrada en mV},$$

donde la señal máxima de entrada es la mitad de la amplitud de la onda seno⁸⁴.

5.1.5.3. Calibración módulo EMG. Los valores predeterminados para el módulo EMG de ganancia y offset son 640 y 2060 respectivamente. Es posible calcular estos valores para su modificación.

- **Offset conversor análogo digital.** Se debe llevar a tierra la entrada positiva del sensor, luego el offset es calculado como el promedio de la salida del conversor análogo digital cuando el electrodo positivo es llevado a tierra.

ADC Offset =Salida ADC cuando el electrodo positivo está conectado al electrodo negativo

- **Ganancia.** Aplicar una señal seno a los electrodos, el positivo del generador de señales debe estar conectado al positivo del sensor y la tierra conectada al electrodo negativo⁸⁵.

Ecuación 8. Ganancia del módulo de EMG

$$Ganancia = \frac{(pico salida ADC - offset ADC) * sensibilidad ADC}{señal pico EMG mVolts}$$

⁸⁴ Manual de usuario Módulo ECG Shimmer Revisión 1.8, Op. cit. Disponible: www.shimmersensing.com.

⁸⁵ Manual de usuario Módulo EMG Shimmer Revisión 1.9, Op. cit. Disponible: www.shimmersensing.com.

5.1.6. Etapa 6. Adquisición de información. Esta etapa tiene dos componentes para llevar a cabo la recolección de los datos. Por una parte se realizó una parte del proyecto en el laboratorio de biomecánica de la universidad, realizando toma de datos en la caminadora en conjunto con el analizador de gases para obtener el valor de consumo de oxígeno. La otra etapa consistió en recolectar los datos en campo, con niños por medio de un método indirecto de estimación de consumo de oxígeno. En ambas etapas se implementaron los sensores con los métodos de acelerometría, medición de frecuencia cardíaca (electrocardiografía) y medición de activación muscular (electromiografía).

5.1.6.1. Prueba de laboratorio. Para esta fase se propuso un protocolo de confiabilidad con una muestra de n sujetos que no presentan lesiones o enfermedades que contraindiquen el ejercicio físico y permitan el estudio del comportamiento de los métodos usando los sensores durante una actividad física determinada. Inicialmente la persona realizó un protocolo de medición de consumo de oxígeno, el cual consiste en una prueba física realizada en la caminadora TrackMaster, donde el usuario es conectado por medio de una máscara al analizador de gases Quark PFT Ergo. Con esto se obtuvieron mediciones de consumo de oxígeno durante la misma.

El protocolo consistió en un cambio en el tiempo y la velocidad de la caminadora como lo describe el Tabla 2, la cual está distribuida en cuatro etapas con grado de inclinación de 1°

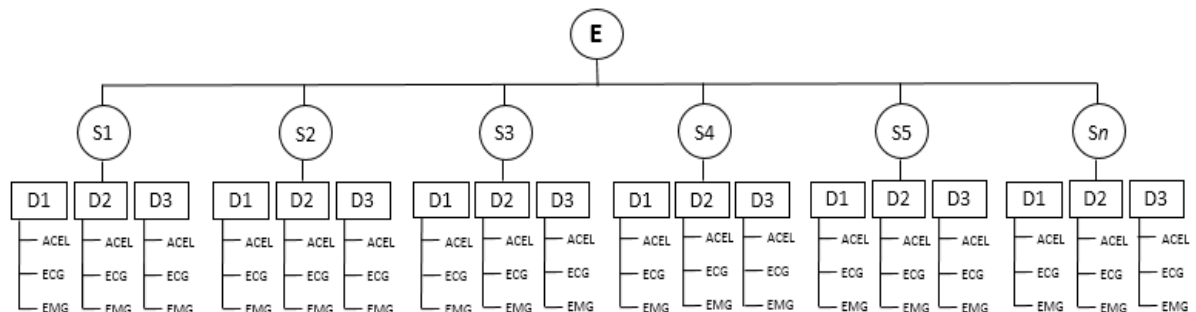
Tabla 2. Protocolo para la medición del consumo de oxígeno.

ETAPA	VELOCIDAD (Km/h)	DURACIÓN (HH:MM:SS)
REPOSO	0	00:01:00
CALENTAMIENTO	2,9	00:02:00
VELOCIDAD 1	4,35	00:04:00
VELOCIDAD 2	5,07	00:04:00
RECUPERACIÓN	2,9	00:02:00
DURACIÓN TOTAL DE LA PRUEBA		00:13:00

Simultáneamente fueron recolectados datos de aceleración, activación muscular y medición de frecuencia cardíaca por medio de los sensores inalámbricos, teniendo en cuenta la ubicación del sensor y la de los electrodos. En esta etapa cada participante realizó la prueba en tres días. Con los valores obtenidos de los

sensores durante los días de las pruebas y el valor de consumo de oxígeno tomado del analizador se generó un protocolo de confiabilidad para cada método empleado mostrado (Ver Figura 13).

Figura 13. Esquema del protocolo de confiabilidad.



El esquema mostrado se compone de un evaluador (E) y n sujetos como población de estudio (S_n), según sea el caso. Cada sujeto realizó por tres días diferentes una prueba física determinada en laboratorio donde las condiciones ambientales y físicas fueron similares, donde se obtuvieron mediciones con los tres métodos de estimación de gasto energético (acelerometría, electrocardiografía y electromiografía) con el fin de dar respuesta al problema planteado bajo la pregunta de investigación ¿Qué método de los implementados en este proyecto es el más confiable?

5.1.6.2. Prueba de campo. Para correlacionar el gasto energético producido durante actividad física con cada uno de los métodos, la recolección de datos se realizó en un test de campo. La población de estudio para esta fase fue de n estudiantes de básica secundaria. Las pruebas involucradas en el desarrollo del test fueron realizadas en el colegio durante la clase de educación física.

El test de Leger (test de Course Navette) tiene como objetivo comprobar la potencia aeróbica máxima y determinar el consumo de oxígeno máximo. Para llevar a cabo la prueba se ubican dos líneas en la pista separadas 20 m entre ellas (Ver Figura 14). Inicialmente el estudiante debe estar ubicado por detrás de una de las líneas, cuando se indique la salida por medio de una señal auditiva, debe ir corriendo hasta el otro extremo donde se encuentra la línea y tocarla antes de que la señal suene de nuevo. Cada período es de un minuto de duración y se reduce el tiempo entre pitidos. En total son un máximo de 20 períodos y se contabiliza hasta el último recorrido completo que realice.

Leger et al.⁸⁶, diseñaron esta prueba para predecir la ingesta máxima de oxígeno ($VO_2 \text{ máx}$) usando la velocidad máxima y la edad. A partir de estas dos variables generaron la ecuación que las relaciona para obtener el VO_2 . (Ver Ecuación 9)

Con correlación de 0,71 y error estándar estimado de $5,9 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$, se estimó el valor de $VO_2 \text{ máx}$ para cada estudiante utilizando la ecuación determinada y una vez hallado el VO_2 , se calculó el valor de gasto energético.

Ecuación 9. Cálculo de Consumo de Oxígeno por medio de Test de Leger.

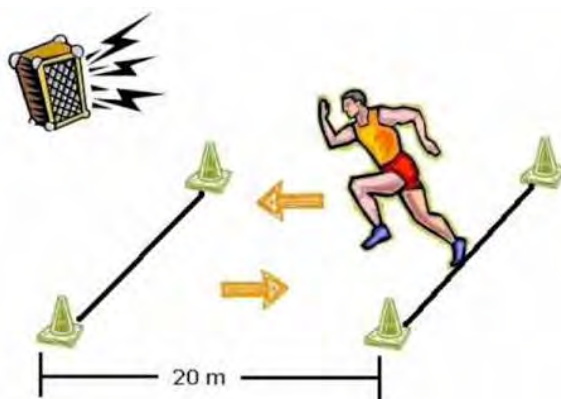
$$VO_2 (\text{ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}) = 31,025 + 3,238 * x_1 - 3,248 * x_2 + 0,1536 * x_1 * x_2 ,$$

donde $x_1 = \text{velocidad } \left(\frac{\text{km}}{\text{h}}\right)$ $x_2 = \text{edad (años)}$

Durante la actividad física fueron recolectados datos de aceleración, electromiografía y electrocardiografía por medio de los sensores, teniendo en cuenta las variables necesarias para obtener datos de gasto energético para cada uno de los métodos a utilizar. Una vez realizada la prueba, se comparó el valor de VO_2 máximo predicho con los datos obtenidos por los sensores determinando la correlación entre variables para cada método y la relación con gasto energético.

⁸⁶ LEGER, L. MERCIER, D. GADOURY, C. Lambert, J. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. En: Journal of sports sciences, 1988.Vol.2, no. 6, p 93 – 101.

Figura 14. Imagen descriptiva del Test de Leger.



Fuente: LEGER, L. MERCIER, D. GADOURY, C. Lambert, J. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. En: Journal of sports sciences, 1988. Vol.2, no. 6, p 99.

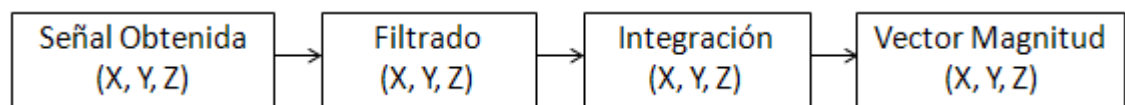
Figura 15. Espacio usado para el Test de Leger.



5.1.7. Etapa 7. Procesamiento de datos. Una vez obtenidos las señales de los sensores, se realizó un pre-procesamiento de éstas donde se aplicó un filtro con el fin de eliminar el ruido que por factores externos introduce este a la señal. A diferencia de la acelerometría, las señales obtenidas son fisiológicas y su tratamiento requirió un procesamiento diferente para éstas, se muestra en los siguientes diagramas de bloques. Todo el procesamiento fue realizado en el software Matlab.

5.1.7.1. Acelerometría. Debido al tipo de sensor que se está usando (tri-axial), se obtienen señales en los tres ejes. El procesamiento realizado (Ver Figura 16), es aplicado a cada una de las señales obtenidas de los ejes y para cada sujeto de estudio.

Figura 16. Diagrama de bloques de procesamiento para la señal obtenida de acelerometría en los tres ejes



En el diagrama se muestran los pasos realizados del procesamiento una vez fue obtenida la señal.

Señal de acelerometría. Los datos del sensor de este método fueron obtenidos como un conjunto de datos en Excel. Posteriormente fueron cargados y graficados en Matlab para cada eje (X, Y, Z) con respecto al tiempo. Donde el tiempo fue determinado respecto a la frecuencia de muestreo utilizada y la longitud de cada señal.

Filtrado. El filtro utilizado para estas señales es un FIR pasa baja, de orden 100, con ventana Chebyshev de orden 100, frecuencia de muestreo 512 Hz y frecuencia de corte 5 Hz. La frecuencia de corte es para eliminar ruido debido a artefactos por movimiento, las frecuencias de este tipo de ruido se encuentran en el orden de 0,03 y 0.05 Hz. Este filtro se aplica a la señal por medio de la convolución entre la misma con el filtro diseñado.

Integración. Como se ha observado en estudios anteriores, como el de Bouten et. al.⁸⁷, la integración es uno de los pasos a realizar con los datos de acelerometría cuando se requiere estudiar el gasto energético durante actividad física. El proceso de integración se realizó sumando el producto punto entre cada punto de la matriz de la señal en cada eje con el tiempo de muestreo de cada señal, generando un valor total en cada eje.

Vector Magnitud. Una vez obtenido el valor de la integral para cada eje, se calcula el vector magnitud de toda la señal (Ver Ecuación 10). Este cálculo se realiza obteniendo el RMS de los valores de $X(t)$, $Y(t)$ y $Z(t)$.

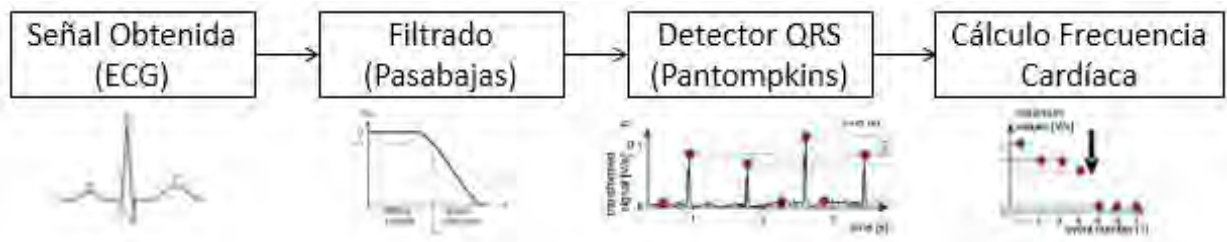
Ecuación 10. Cálculo del vector magnitud de la señal de acelerometría

$$VM = \sqrt{(X(t))^2 + (Y(t))^2 + (Z(t))^2},$$

donde $X(t)$, $Y(t)$, $Z(t)$ son los valores de magnitud para cada eje.

5.1.7.2. Frecuencia cardíaca

Figura 17. Diagramas de bloques de procesamiento para la señal electrocardiográfica obtenida del sensor



En el diagrama se muestran los pasos realizados del procesamiento una vez fue obtenida la señal.

Señal electrocardiográfica. Cada una de las señales de los sujetos fueron cargadas a Matlab para su análisis. Posteriormente, fueron graficadas encontrando que muchas de las señales contenían además ruido de respiración.

⁸⁷ BOUTEN, Op. cit. p. 1521.

Filtrado. Con el fin de eliminar ruidos como el de respiración de las señales se usa un filtro pasa alta FIR con ventana Chebyshev de orden 100, frecuencia de muestreo 512 Hz, frecuencia de corte de 10 Hz. Se probó que con frecuencias de corte más alta atenúa la señal ya que la frecuencia en la que se encuentra el ruido de respiración se encuentra entre 0,3 Hz y 0,5 Hz.

Detector QRS. El algoritmo de Pantompkins es uno de los más usados para la detección del complejo QRS de la señal electrocardiográfica. Este método combina una serie de filtros, diferenciadores, y procesos de integración para llevar a cabo la detección de los complejos.

Las variables de entrada del algoritmo son la señal ECG con un procesamiento por filtros, la frecuencia de muestreo de la señal y una bandera que determina con uno si quiere visualizar las gráficas resultantes del algoritmo o cero si no quiere visualizarlas.

Las variables de salida que entrega el algoritmo son, amplitud de las ondas R, índice de las ondas R y un retraso el cual determina el número de muestras en el que la señal se retarda debido al proceso de filtrado. El detector implementado se obtuvo de la página Mathworks, del autor Hooman Sedghamiz⁸⁸ de la Universidad de Linkoping.

Las etapas que emplea este algoritmo son:

- **Pre-procesamiento.** Se determina si la frecuencia de muestreo implementada en la señal de entrada es muy baja o muy alta y no lo detecte el algoritmo, por esto se realiza un re muestreo de la señal para que pueda ser usada en el algoritmo.
- **Filtrado.** Antes de ingresar la señal se realizó un filtro para eliminar el ruido por respiración, para llevar a cabo la etapa de filtrado del algoritmo de detección. Es un filtro derivativo para resaltar el complejo QRS.
- **Promedio.** La señal es promediada con una ventana móvil para deshacer el ruido que queda en esta.

⁸⁸ SEDGHAMIZ, Hooman. Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector. [En línea] EE.UU: Matlab Central. Marzo 2014.[consultado 22 de Noviembre 2014] Disponible en internet: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector>.

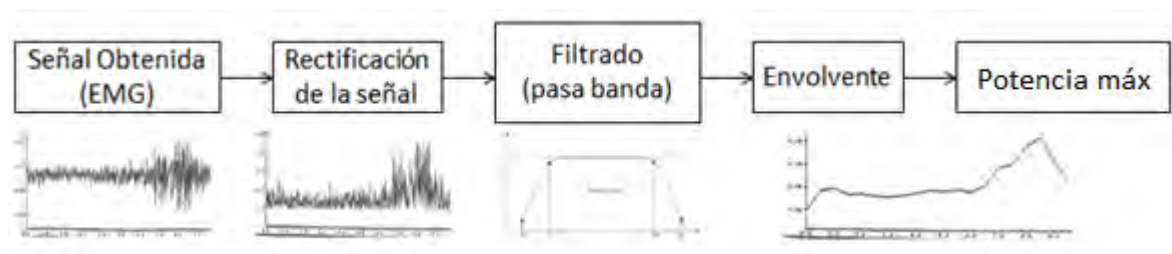
- **Umbralización.** La señal pasa por dos umbrales, detectando los picos QRS.
- **Eliminación.** Se eliminan las múltiples marcas de la señal debido a tiempos mínimos entre segmentos R-R dependiendo de un periodo entre señales determinado.

Cálculo frecuencia cardíaca. Una vez detectados los complejos QRS en el paso anterior, se calculó la frecuencia cardíaca detectada en las pruebas con los jóvenes y los adultos.

Se definió un periodo de muestreo realizando la división de uno (1) entre la frecuencia de muestreo (f_m), ya que el algoritmo de Pan Tompkins arroja tres variables de salida, la de interés para llevar a cabo esta etapa es **qrs_i_raw**, la cual pasa por el método **diff**, derivación de la señal, el cual se guarda en una variable la diferencia entre elementos adyacentes a medida que se recorre la señal. Estos valores se multiplican por el tiempo de muestreo, dando una matriz del tamaño de la señal, se procede a dividir 60 por cada valor para determinar la frecuencia por minuto, y por último se redondea el valor promedio del resultado de la división para obtener la frecuencia cardíaca por minuto.

5.1.7.3. Electromiografía. La intensidad de la señal de electromiografía refleja indirectamente la actividad eléctrica muscular y relaciona el número de UM (unidades motoras) reclutadas y su frecuencia de estimulación. La cuantificación de la señal de electromiografía normalmente se basa en rectificar y posteriormente integrar la señal del EMG⁸⁹.

Figura 18. Diagramas de bloques del procesamiento para la señal de electromiografía obtenida del sensor



⁸⁹ IZQUIERDO, Miguel. Biomecánica y Bases neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2008. p. 690 – 691. ISBN 978-84-9835-023-4.

En el diagrama se muestran los pasos realizados del procesamiento una vez fue obtenida la señal.

Señal electromiográfica. Se obtuvo la señal de cada sujeto en un archivo de Excel para su posterior análisis. El procesamiento se realizó en Matlab, primero visualizando la señal y determinar el filtro requerido en este caso.

Rectificación de la señal. Para llevar a cabo la rectificación de la señal se recorrió la señal punto a punto y los valores negativos se multiplicaron por menos uno para que quedaran valores positivos en toda la señal.

Filtrado. Se utilizó un filtro pasa banda FIR de orden 200, con ventana Chebyshev de orden 100. Frecuencia de muestreo 512 Hz, frecuencia de corte de 20 Hz y 200 Hz. El filtro pasa banda se utiliza para eliminar el ruido por bajas frecuencias, como por ejemplo el ruido por movimiento. Debido a la frecuencia de muestreo usada se trabajó con la frecuencia menor a la mitad de la frecuencia de muestreo ya que con mayores frecuencias la señal no filtra lo suficiente.

Envolvente. Para llevar a cabo el cálculo de la envolvente se implementaron cuatro algoritmos diferentes que permiten determinar la envolvente de una señal electromiográfica. Cada algoritmo tiene características diferentes, lo que genera la posibilidad de entre los mismos la que presente mayor información de la señal.

- **Método 1:** Aplicando un filtro pasa bajo, que consta de una matriz de 1×1001 , de valores $9,99^{-4}$. Se realizó la convolucion entre la señal con el filtro diseñado.

- **Método 2:** se aplica una ventana móvil que calcula el RMS (raíz del promedio al cuadrado). Este recorre la señal, cada 1000 puntos y se aplica a la función ventaneo⁹⁰ [46], esta función tiene como parámetros de entrada, la señal, los puntos definidos y un valor de traslape para evitar que se crucen señales, en esta función se realiza una ventana rectangular con los puntos de entrada definidos. Los valores obtenidos por la función se elevan al cuadrado, con la función *sum* se obtiene una matriz donde se suman los valores anteriores y se calculó la raíz cuadrada de los valores de la matriz.

- **Método 3:** Se aplica un filtro pasa bajo Gaussiano, por medio de una ventana de Gauss, aplicada a N puntos.

⁹⁰ JURAFSKY, Daniel. y MARTIN, James H. Speech and language processing. Prentice Hall; 2 ed. 2008. Vol 2, no. 4, p. 465 – 469.

- **Método 4:** Este método consiste en una ventana móvil que primero calcula los picos máximos de la señal para un posterior procesamiento por medio del cálculo de la raíz del promedio al cuadrado. En este caso el tamaño de la ventana es de 50.

Potencia Máxima. Al elegir el mejor método para la obtención de la envolvente de la señal, se identificó el pico máximo de la señal para obtener el valor de la contracción o potencia máxima que generó la persona durante la prueba.

5.1.8. Etapa 8. Análisis estadístico. En esta etapa se utilizó el software MiniTab para realizar el análisis estadístico de los métodos implementados en cada una de las pruebas por medio de ANOVA de medidas repetidas y así calcular el coeficiente de correlación intraclase. Además de esto, se hizo uso de Microsoft Excel para realizar procesos como regresión, cálculos de desviaciones estándar, promedios y errores de medidas.

5.2. ASPECTOS ÉTICOS

5.2.1. Consentimiento informado. Actualmente es de gran importancia el derecho que todo paciente o sujeto de estudio sea informado a efectos de que dé o no su consentimiento al ser sometido algún procedimiento o tratamiento de diagnóstico y/o pruebas experimentales. Debido a esto y a que la investigación debe estar sustentada en los principios éticos para su desarrollo, se realizó un consentimiento informado explícito, es decir de forma escrita, con el fin de comunicar la naturaleza, los propósitos de la investigación, su financiamiento, el porqué de la participación del sujeto, la metodología de las pruebas, la forma de aplicación de los instrumentos a utilizar para la recopilación de la información, los beneficios y riesgos, la confidencialidad de la información y el contacto de los investigadores que hacen parte de la investigación. De acuerdo a las fases de la realización de las pruebas mencionadas en la metodología del proyecto, se requieren dos consentimientos informados diferentes para cada uno de los grupos de personas implicadas en éstas (adultos y estudiantes).

Dado que las pruebas de los estudiantes se realizaron durante la clase de educación física, sólo fueron entregados los consentimientos a la directora del colegio, coordinador y profesor de la clase.

Se adjuntan los esquemas de los consentimientos informados y el formato de la declaración una vez fue entregado a cada una de los sujetos de estudio (Ver Anexo A, B, C).

6. RESULTADOS

6.1. PRUEBAS DE LABORATORIO

6.1.1. Sujetos. En el estudio participaron 11 adultos (6 mujeres y 5 hombres) con edades entre 21 y 25 años, peso y estatura ($\bar{x} \pm SD$) de $64,79 \pm 8,581$ kg y $166,754 \pm 7,238$ cm respectivamente. Se llevó acabo el análisis estadístico para determinar la confiabilidad de los sensores para cada uno de los métodos con los datos obtenidos. Ninguno de ellos presentó condiciones de salud que impidiera llevar a cabo la prueba.

6.1.2. Análisis estadístico. De acuerdo a la metodología, se implementó la misma prueba física para cada uno de los métodos (frecuencia cardíaca, acelerometría y electromiografía) durante tres días diferentes. Los datos obtenidos de los sensores se muestran en la Tabla 3, correspondiente a valores de frecuencia cardíaca medidos en latidos por minuto (lpm), Tabla 4 para valores de acelerometría calculados por el vector magnitud y Tabla 5 para valores de activación muscular medidos en milivolts (mV).

Tabla 3. Valores de frecuencia cardíaca

	DIA1	DIA2	DIA3
SUJETOS	ECG sensores (lpm)	ECG sensores (lpm)	ECG sensores (lpm)
1	101	104	107
2	103	105	104
3	125	130	119
4	120	121	120
5	120	126	124
6	109	118	115
7	139	135	129
8	110	101	104
9	111	102	109
10	104	97	96
11	108	110	109
PROMEDIO	113,636	113,545	112,364
DESV. ESTANDAR	11,369	13,049	9,902

Tabla 4. Valores de vector magnitud para el método de acelerometría

	DIA 1	DIA 2	DIA 3
SUJETOS	ACELE sensores (VM)	ACELE sensores (VM)	ACELE sensores (VM)
1	4597,200	4290,800	4150,000
2	2251,100	2291,800	1117,200
3	2130,600	2336,600	2327,600
4	2633,700	2638,500	2773,400
5	2200,900	231,560	2361,700
6	2232,300	2333,500	2550,700
7	2570,500	2572,000	2362,800
8	2640,000	2681,000	2607,000
9	2541,700	2500,200	2541,700
10	6383,500	2545,400	2627,700
11	2630,800	2859,000	2709,000
PROMEDIO	2982,936	2480,033	2557,164
DESV. ESTANDAR	1316,630	929,206	694,036

Tabla 5. Valores de activación muscular

	DIA 1	DIA 2	DIA 3
SUJETOS	EMG sensores	EMG sensores	EMG sensores
1	0,02197	0,02264	0,02345
2	0,02056	0,02142	0,02042
3	0,02020	0,02054	0,02045
4	0,02110	0,02149	0,02074
5	0,02041	0,02070	0,02082
6	0,02036	0,02016	0,02359
7	0,01376	0,02069	0,02625
8	0,02398	0,01932	0,02202
9	0,02405	0,02406	0,02628
10	0,02259	0,02166	0,02426
11	0,02207	0,02214	0,0221
PROMEDIO	0,021	0,021	0,023
DESV. ESTANDAR	0,0028	0,0013	0,0022

Se realizó el análisis estadístico por medio de ANOVA de un factor de medidas repetidas, obteniendo de la comparación por pares, valores de significancia que determinan si existen diferencias estadísticas significativas entre las medidas de cada uno de los métodos.

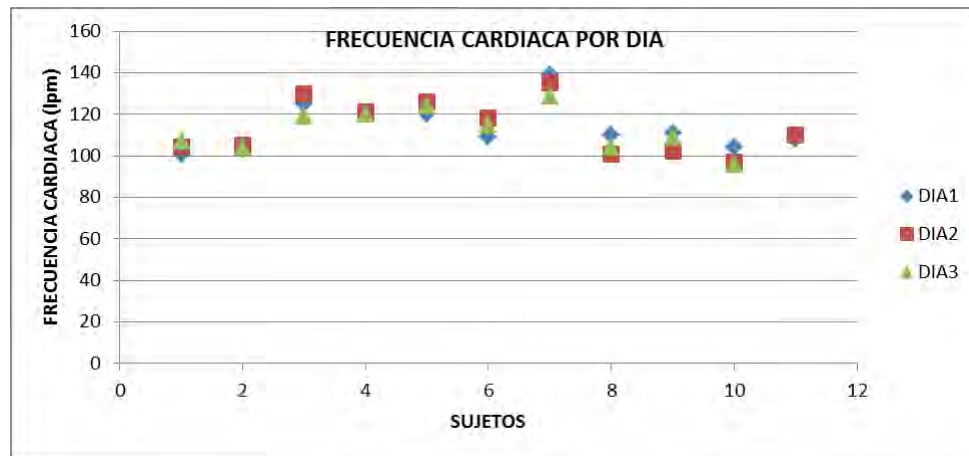
El análisis de comparación por pares correspondiente al método de frecuencia cardíaca respecto a los días en el que fueron tomados los datos, se muestra en la Tabla 6.

Tabla 6. Comparación por pares de electrocardiografía

(I)tiempo	(J)tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a
1	2	,091	1,875	1,000
	3	1,273	1,685	1,000
2	1	-,091	1,875	1,000
	3	1,182	1,432	1,000
3	1	-1,273	1,685	1,000
	2	-1,182	1,432	1,000

Se puede observar que la significancia entre la relación de los datos obtenidos entre los días es de $P > 0.05$, aceptando la hipótesis alternativa que determina que la diferencia entre datos es muy baja. Otra forma de visualizar el comportamiento de los datos obtenidos de cada día por cada sujeto es por medio de la gráfica de dispersión de los datos (Ver Figura 19).

Figura 19. Gráfica de dispersión de Frecuencia Cardíaca vs. Sujetos (por día)



Es posible deducir que por cada sujeto se obtienen valores similares de frecuencia cardíaca en los días en la que se utilizó el módulo de electrocardiografía (ECG) en los sensores Shimmer.

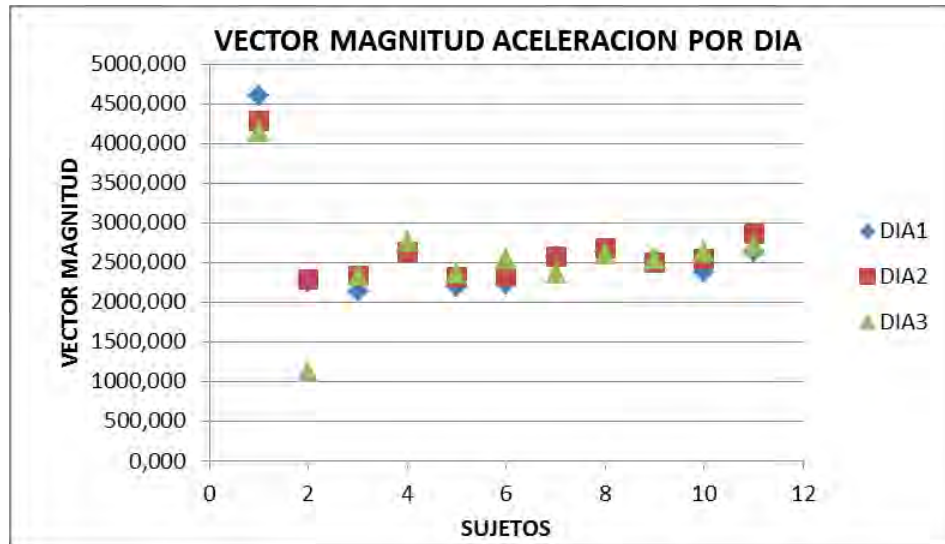
El análisis de comparación por pares correspondiente al método de acelerometría respecto a los días en el que fueron tomados los datos, se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. Comparación por pares de acelerometría

(I)Tiempo	(J)Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a
1	2	502,904	381,754	,651
	3	425,773	354,626	,773
2	1	-502,904	381,754	,651
	3	-77,131	233,885	1,000
3	1	-425,773	354,626	,773
	2	77,131	233,885	1,000

De igual forma, se puede observar que la significancia entre la relación de los datos obtenidos respecto a los días es de $P > 0.05$, determinando que las diferencia entre las mediciones obtenidas es poca. Es posible comparar con los datos de frecuencia cardíaca que presenta valores de significancia más bajos. Se muestra el comportamiento de los datos obtenidos de cada día por cada sujeto (Ver Figura 20)

Figura 20. Gráfica de dispersión de Acelerometría vs. Sujetos (por día)



Es posible deducir que en la mayoría de sujetos se obtienen valores similares de acelerometría, pero se observa que se presentan dos casos con diferencias en los días en la que se utilizó el módulo de acelerometría en los sensores Shimmer.

Posteriormente, se realizó el análisis de comparación por pares correspondiente al método de Electromiografía (activación muscular) respecto a los días en el que fueron tomados los datos, se muestra en la Tabla 6.

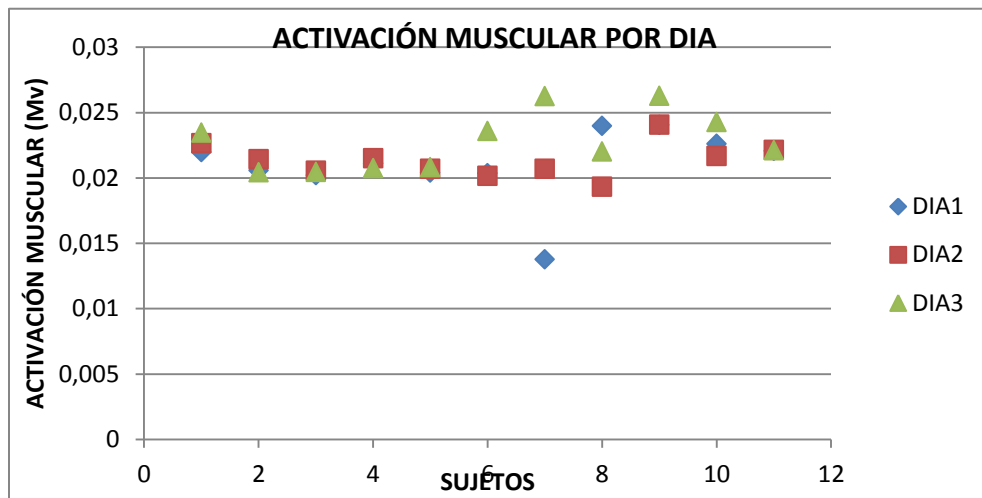
Tabla 8. Comparación por pares de electromiografía

(I)Tiempo	(J)Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a
1	2	,000	,001	1,000
	3	-,002	,001	,477
2	1	,000	,001	1,000
	3	-,001	,001	,135
3	1	,002	,001	,477
	2	,001	,001	,135

Así mismo, se puede observar que la significancia entre la relación de los datos obtenidos respecto a los días también es de $P > 0.05$, es decir, presentando poca

diferencia entre las mediciones obtenidas. Es posible comparar con los datos de frecuencia cardíaca y acelerometría que presenta valores de significancia más bajos. Se muestra el comportamiento de los datos obtenidos de cada día por cada sujeto (Ver Figura 21)

Figura 21. Gráfica de dispersión de Activación muscular vs. Sujetos (por día)



Con el fin de evaluar la confiabilidad de cada uno de los métodos se calcularon los coeficientes de correlación Intraclass y el error estándar de la medida respectivamente entre cada una de las variables para cada método. Los datos obtenidos se presentan en la Tabla 9.

Tabla 9. Valores calculados de CCI y EEM

MÉTODO	CCI	EEM
ELECTROCARDIOGRAFIA	0,88	3,8 (lpm)
ACCELEROMETRIA	0,86	236,42 (vector magnitud)
ELECTROMIOGRAFIA	0,012	0,00224 (mV)

Con intervalo de confianza del 95%.

Se realiza la comparación entre el Gasto energético medido por el analizador de gases ($\dot{V}O_2$) respecto al gasto energético medido por las ecuaciones de predicción obtenidas de la correlación entre los valores dados por el sensor de acuerdo al método utilizado y los del analizador. Esto con el fin de observar el comportamiento de los métodos el estimar gasto energético durante los días en

los que se realizaron las pruebas. Estos valores se presentan en las Tablas 10, Tabla 11 y Tabla 12.

Tabla 10. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de medición Frecuencia cardíaca

DIA1	DIA 1	DIA 2	DIA 2	DIA3	DIA3
Gasto energético ECG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético ECG sensores (Kcal/min)	Gasto energético ECG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético ECG sensores (Kcal/min)	Gasto energético ECG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético ECG sensores (Kcal/min)
7,525	6,5989	7,175	6,7067	7,350	7,002
6,695	6,6693	6,98	6,7375	7,035	6,902
8,345	7,4437	8,285	7,5075	8,685	7,403
6,785	7,2677	6,105	7,2303	6,785	7,436
8,515	7,2677	8,8	7,3843	8,815	7,570
5,540	6,8805	6,035	7,1379	6,160	7,269
7,195	7,9365	6,945	7,6615	6,965	7,737
6,680	6,9157	6,49	6,6143	6,215	6,902
7,065	6,9509	7,095	6,6451	6,945	7,069
6,755	6,7045	6,16	6,4911	7,035	6,635
7,270	6,8453	7,355	6,8915	7,310	7,069

Tabla 11. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de Acelerometría

DIA1	DIA 1	DIA2	DIA 2	DIA3	DIA3
Gasto energetico ACELE VO2 (Kcal/min)	Gasto energetico ACELE sensores (Kcal/min)	Gasto energetico ACELE VO2 (Kcal/min)	Gasto energetico ACELE sensores (Kcal/min)	Gasto energetico ACELE VO2 (Kcal/min)	Gasto energetico ACELE sensores (Kcal/min)
8,065	7,138	7,555	7,549	7,850	7,185
6,685	7,532	7,300	7,358	6,915	7,371
8,745	7,725	8,395	7,272	8,755	7,129
6,930	6,920	6,245	6,699	7,095	7,040
9,120	7,613	8,790	7,322	8,950	7,122
6,150	7,562	5,430	7,278	5,475	7,085
7,075	7,021	6,575	6,825	6,815	7,122
6,350	6,910	5,930	6,618	5,825	7,073
7,545	7,067	7,165	6,962	7,010	7,086
6,360	7,320	6,465	6,876	7,415	7,069
8,085	6,925	7,305	6,280	7,125	7,053

Tabla 12. Comparación de Gasto energético obtenido por consumo de oxígeno y medido por sensores para el método de Activación muscular

DIA 1	DIA 1	DIA 2	DIA 2	DIA 3	DIA 3
Gasto energético EMG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético EMG sensores (Kcal/min)	Gasto energético EMG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético EMG sensores (Kcal/min)	Gasto energético EMG VO2 (Kcal/min)	Gasto energético EMG sensores (Kcal/min)
8,000	7,272	7,655	7,339	7,920	7,052
6,475	7,286	7,595	7,266	7,715	7,750
8,540	7,290	8,685	7,214	8,250	7,743
7,325	7,281	6,430	7,271	7,355	7,677
9,260	7,288	8,945	7,224	9,150	7,658
5,770	7,288	5,87	7,192	5,845	7,020
7,030	7,355	7,300	7,223	6,770	6,408
6,730	7,251	6,435	7,142	6,010	7,382
7,325	7,251	7,275	7,423	6,920	6,401
7,235	7,266	6,640	7,281	6,965	6,866
7,135	7,271	7,370	7,309	7,285	7,363

Con el fin de comparar las mediciones de la estimación de gasto energético entre los métodos durante los tres días, se calculó el error cuadrático medio y el promedio entre las diferencias del valor observado y el valor medido. Se observa que el promedio de las diferencias en todos los métodos es muy bajo, es por esto que se puede deducir que los valores de gasto energético medido (por los sensores) se aproximan a los valores observados (analizador de gases).

Tabla 13. Valores de error cuadrático medio y promedio de las diferencias entre Gasto energético obtenido y medido durante los días de prueba

MÉTODO	DÍA	RMSE	PROMEDIO DE DIFERENCIAS
Frecuencia Cardíaca	1	0,742	0,081
	2	0,764	0,037
	3	0,756	0,028
Acelerometría	1	0,939	0,125
	2	0,896	0,0105
	3	1,000	0,081
Activación muscular	1	0,922	0,066
	2	0,891	0,029
	3	0,798	0,079

6.2. PRUEBAS DE CAMPO

6.2.1. Sujetos. Participaron 29 estudiantes (4 niñas y 25 niños) de básica secundaria de un colegio de la ciudad de Cali, con edades entre 13 y 15 años, peso y estatura ($\bar{x} \pm SD$) de $54,75 \pm 11,444$ kg y $164,68 \pm 10,433$ cm respectivamente. Los datos obtenidos se utilizaron para llevar a cabo el análisis estadístico. Ninguno de ellos presentó condiciones de salud que impidiera llevar a cabo las pruebas.

6.2.2. Análisis estadístico. Para el análisis estadístico se obtuvieron los valores de gasto energético estimado de los valores de consumo máximo de oxígeno ($VO_{2m\acute{a}x}$) del Test de Léger usando la Ecuación 9. Se correlacionaron dichos valores con los valores obtenidos de los sensores para cada método implementado.

Usando la herramienta Análisis de datos (Regresión) de Microsoft Excel, se obtuvo el coeficiente de correlación entre las variables de estudio (Gasto energético vs Frecuencia cardíaca, gasto energético vs acelerometría, gasto energético vs activación muscular).

Para una mejor visualización del comportamiento de los datos se presentan las gráficas de acuerdo a su distribución en una nube de puntos (Ver Figuras 22, 23, 24)

Figura 22. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Frecuencia Cardíaca

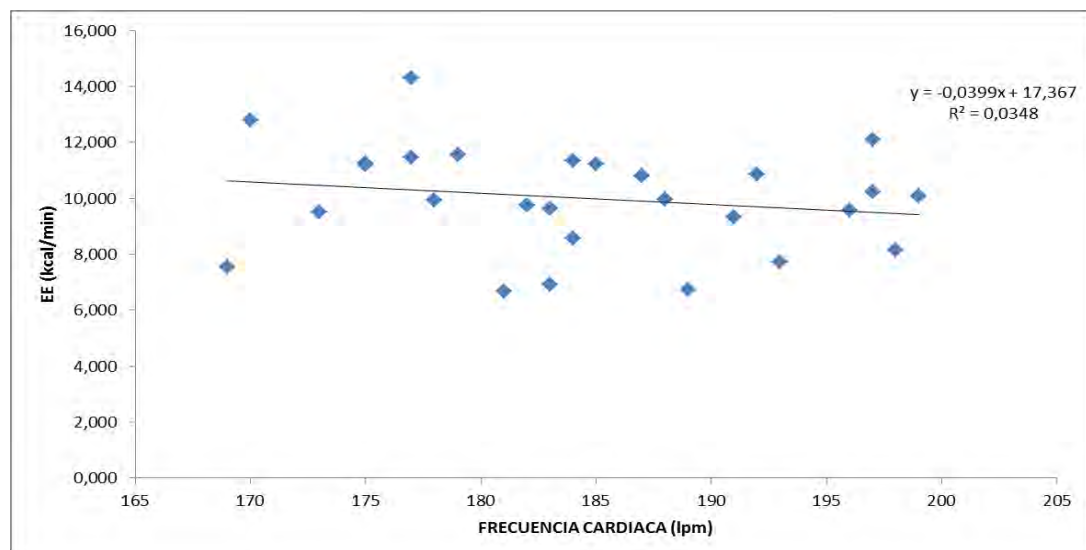


Figura 23. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Vector Magnitud Acelerometría

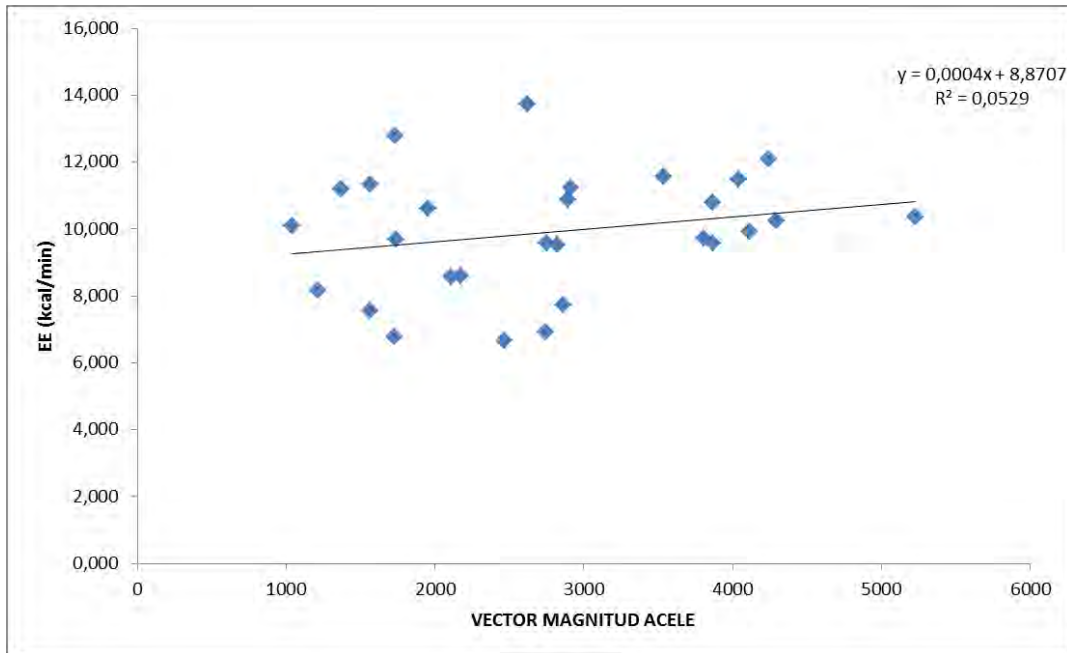
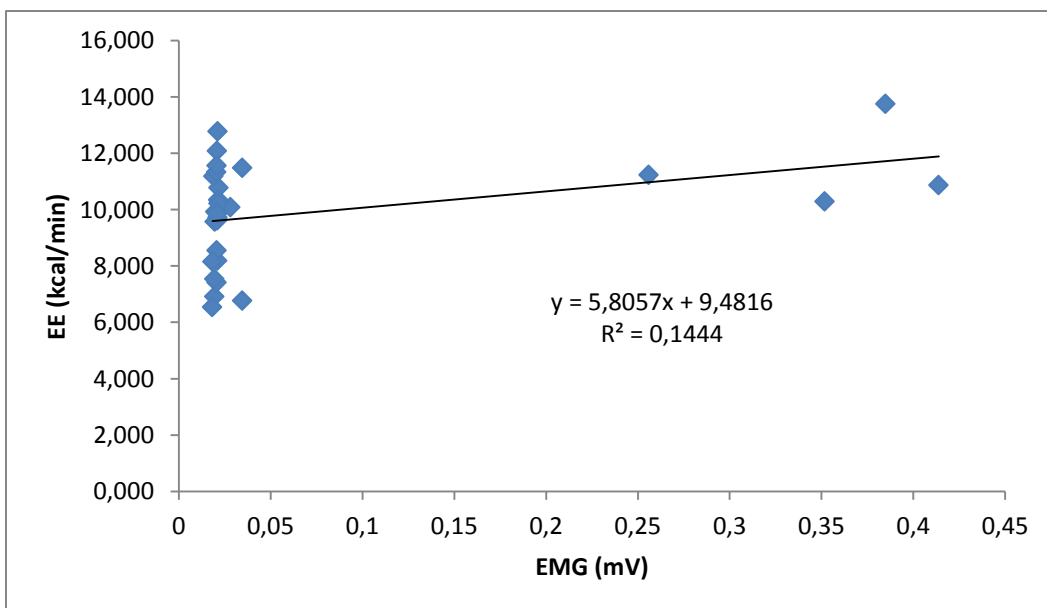


Figura 24. Diagrama de dispersión Gasto Energético vs. Activación muscular



De la regresión lineal simple se obtuvieron las ecuaciones que describen el comportamiento de los datos con un ajuste lineal, por medio de estas es posible realizar predicciones del gasto energético, determinando como variable dependiente la frecuencia cardiaca, vector aceleración o activación muscular.

Ecuación 11. Gasto energético medido por frecuencia cardiaca

$$EE \text{ (kcal /min)} = (-0,0399 * \text{Frecuencia cardiaca}) + 17,367$$

Ecuación 12. Gasto energético medido por vector magnitud aceleración

$$EE \text{ (kcal /min)} = (0,0004 * \text{Vector magnitud aceleración}) + 8,8707$$

Ecuación 13. Gasto energético medido por activación muscular

$$EE \text{ (kcal /min)} = (5,8057 * \text{Máxima activación muscular}) + 9,4816$$

Una vez calculados los valores de gasto energético medido, se estimó el error cuadrático medio (RMSE) entre el los valores de gasto energético obtenido por Test de Leger y los valores medidos usando los sensores para los métodos de electrocardiografía, acelerometría y electromiografía, presentados en las Tablas 14 (a), Tabla 14 (b), Tabla 14 (c) respectivamente.

Tabla 14. Comparación de Gasto energético obtenido por Test de Leger y medido

a.

GASTO ENERGETICO ECG (Kcal/min)	GASTO ENERGETICO MEDIDO (kcal/min)
10,651	11,143
10,790	9,906
8,575	10,025
9,734	10,105
10,089	9,427
11,237	9,986
11,252	10,385
6,915	10,065
10,231	9,507
6,657	10,145
12,086	9,507
9,616	10,065
9,508	10,464
14,314	10,305
11,187	10,385
12,796	10,584
7,734	9,666
9,927	10,265
9,317	9,746
10,791	9,906
9,962	9,866
7,541	10,624
11,332	10,025
11,478	10,305
11,564	10,225
6,740	9,826
9,576	9,547
10,868	9,706
8,157	9,467

b.

GASTO ENERGETICO ACELE (Kcal/min)	GASTO ENERGETICO MEDIDO (kcal/min)
9,971	9,280
10,791	10,417
8,596	9,742
9,729	10,394
10,089	9,288
11,237	10,036
10,345	10,962
6,915	9,968
10,231	10,588
6,657	9,856
12,084	10,569
9,704	9,567
9,505	10,000
13,749	9,920
11,187	9,418
12,796	9,563
7,734	10,015
9,922	10,516
8,559	9,716
10,609	9,652
9,574	10,416
7,541	9,497
11,332	9,497
11,475	10,488
11,564	10,286
6,777	9,562
9,576	9,971
10,868	10,028
8,157	9,357

c.

GASTO ENERGETICO EMG (Kcal/min)	GASTO ENERGETICO MEDIDO (kcal/min)
10,238	9,598
10,783	9,607
8,194	9,603
9,727	9,605
10,089	9,645
11,237	10,968
10,345	9,607
6,915	9,594
10,222	9,607
6,549	9,587
12,084	9,603
9,616	9,604
9,894	9,604
13,749	11,716
11,187	9,591
12,775	9,604
7,418	9,601
9,927	9,598
8,549	9,601
10,286	11,524
9,574	9,595
7,541	9,594
11,332	9,601
11,478	9,682
11,564	9,602
6,777	9,682
9,861	9,603
10,868	11,885
8,157	9,588

Tabla 15. Valores de error cuadrático medio y promedio de las diferencias entre Gasto energético observado y medido

MÉTODO	RMSE	PROMEDIO DE LAS DIFERENCIAS EE(Leger)- EE (medido)
Frecuencia cardiaca	1,76	-0,019
Acelerometria	1,699	-0,045
Activación muscular	1,637	0,022

Partiendo de los valores obtenidos por las ecuaciones de predicción (Ver Tabla 14), se observa que las diferencias entre las medidas del gasto energético son relativamente bajas, determinando que las ecuaciones de predicción se aproximan notablemente a los valores reales, los cuales en este caso son los valores estimados por el test de Leger.

7. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Con la confiabilidad es posible hacer un análisis acerca de la consistencia de los datos obtenidos en una prueba. De acuerdo a los coeficientes de correlación obtenidos se puede observar que la fuerza de concordancia entre los métodos de medición de frecuencia cardíaca y acelerometría es muy buena. Esto refleja que los cambios que existen entre las medidas (variabilidad) dependen de los sujetos de estudio mas no del método que se está implementando.

Las diferencias entre las medidas de activación muscular para cada sujeto en los días en la que se utilizó el módulo de electromiografía en los sensores Shimmer (Ver Figura 21), puede ser debido a la activación de múltiples músculos cuando una persona se encuentra corriendo y durante la actividad se pudo adquirir señales de músculos adyacentes.

De igual manera, el CCI de este método es muy cercano a cero, atribuyendo la variabilidad existente de las mediciones al método implementado. Cuando se realizó el análisis de comparación por pares se determinó que por medio de los valores de significancia no existen cambios significativos entre las mediciones, pero el valor del CCI determina que los cambios existentes dependen del método implementado. Prieto L. et al⁹¹, realizaron el análisis entre dos métodos implementados para la medición de la presión sistólica en 30 pacientes, donde los resultados generaron que el método con mayor CCI, toda la variabilidad observada se explicaría por las diferencias entre los sujetos de estudio.

El factor tiempo en este estudio no influyó al momento de adquirir los datos, ya que las pruebas no se realizaron en un mismo día a todos los sujetos y los lapsos de tiempo entre días cambiaron para cada uno, debido a la disponibilidad de tiempo de los mismos.

Al realizar el cálculo del error cuadrático medio (RMSE), se observa que el método que presenta el menor error es el de medición de frecuencia cardíaca (Ver Tabla 13), esto quiere decir que los valores de gasto energético medidos con este método se acercan más, en comparación a los otros métodos, a los valores obtenidos por el analizador de gases.

⁹¹ PRIETO, L. LAMARCA, R. CASADO, A. La evaluación de la fiabilidad en las observaciones clínicas: el coeficiente de correlación intraclase. En: Medicina clínica, Vol.110, n°.4, .p. 143.

Es posible inferir que el método de acelerometría, presenta los mayores valores de error debido al tipo de prueba realizada y a la ubicación del sensor, ya que la intensidad de la actividad es baja, no hay variaciones de la inclinación en la caminadora y el desplazamiento es mínimo. Esto es posible compararlo con el estudio de Dongwoo Kim et al⁹². donde implementaron un sistema de evaluación de gasto energético por actividad física basado en la múltiple ubicación de sensores en partes del cuerpo, determinando que en el tobillo durante actividades como correr, caminar y realizar actividades de la vida diaria, como la limpieza, se presentó alta correlación con el gasto energético, también indican que una buena ubicación del sensor es la cadera debido a que representa el movimiento corporal durante diversos tipos de movimientos, lo cual en el caso del presente estudio no fue tomado en cuenta, y solo se determinó un tipo de actividad física (caminar en la banda) sin variaciones en los movimientos de los sujetos,

Con los valores obtenidos en el presente estudio de error mínimo y máximo entre los métodos utilizados, se visualiza que entre éstos no hay diferencias significativas, por lo tanto es posible que el método con mayor error pueda ser considerado para ser implementado en la estimación del gasto energético.

En los resultados obtenidos de las pruebas de campo, el método de medición de activación muscular (EMG) y acelerometría presentan un valor de RMSE menor comparado con la frecuencia cardiaca, esto permite deducir que usando estos métodos es posible obtener mejores estimaciones del gasto energético. Sin embargo, se deben tener en cuenta factores como la forma de implementación del método, facilidad de uso en cuanto a herramientas adicionales (electrodos, latiguillos, etc.) y facilidad de calibración de los sensores para dar elección al método que se vaya a implementar.

El valor mayor de RMSE fue el del método de medición de frecuencia cardiaca, esto pudo deberse a que el tipo de actividad generó mayor movimiento en el sensor lo cual introdujo mayor ruido a la señal, lo que atribuyó a realizar más procesamiento a la misma. De igual manera, la electrocardiografía no es una medición directa y en algunas ocasiones se ve afectada por factores ambientales y emocionales del sujeto.

⁹² DONGWOO, K. CHAN-HEE, K. Activity energy expenditure assessment system based on activity classification using multi-site tri-axial accelerometers. En: 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Agosto 2007, .p. 2286.

Tikkanen et al⁹³. hacen referencia a que los tres métodos implementados en su investigación, pueden ser una herramienta muy importante para la estimación del gasto energético. Así mismo, indican diversos aspectos que pueden influir en la adquisición de datos como cambios en las actividades que realice la persona, terrenos en los que se encuentre haciendo actividades, etc. Por lo cual categorizan qué método fue un mejor predictor para cada tipo de actividad dependiendo del tipo de actividad dentro del laboratorio. En el presente estudio, teniendo en cuenta que se realizó la estimación de gasto energético en un solo tipo de ejercicio, se tiene un único enfoque para determinar qué método fue el mejor predictor. Cabe resaltar que la importancia del estudio realizado en campo, donde normalmente los estudiantes realizan actividades físicas y el enfoque de una de las pruebas de esta investigación, permite que los resultados proporcionen información acerca del gasto energético en condiciones no controladas. Al comparar la estimación del gasto energético respecto a los valores medidos por el test de Leger y observar que la diferencia entre los datos es baja, es posible establecer que estos métodos si pueden ser implementados en pruebas de campo.

Kim D H et al⁹⁴. implementaron dos métodos de estimación de gasto energético de forma simultánea, obteniendo coeficientes de correlación altos entre los valores calculados por ecuaciones de predicción y los valores obtenidos por métodos directos en pruebas de laboratorio. De acuerdo a los resultados obtenidos, antecedentes y métodos utilizados en esta investigación, es posible, en pruebas futuras llevar a cabo la implementación simultánea de diferentes métodos en entornos donde normalmente se desenvuelven los sujetos de estudio al realizar pruebas físicas.

Los datos obtenidos en las pruebas de laboratorio y campo mostraron comportamientos diferentes en cuanto al mejor método de estimación de gasto energético, debido a factores como población de estudio y el tipo de actividad física realizada en cada caso.

⁹³ TIKKANEN, Op. cit. p. 1836.

⁹⁴ KIM D. H., CHO J. S., OH H. S., CHEE Y. J., KIM I. Y. The estimation method of physical activity energy expenditure considering heart rate variability. En: Computers in cardiology. 2009. Vol. 36, p. 415.

8. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos basados en el análisis estadístico, el método que presentó mayor confiabilidad fue el de medición de frecuencia cardiaca, ya que se obtuvo un valor bueno de CCI, la prueba de comparación por pares mostró que los valores tenían muy baja variabilidad y en la estimación de gasto energético el valor de RMSE fue el menor en comparación con los otros métodos, acercando los valores medidos a los valores reales tomados por el analizador de gases.

Desde la perspectiva ingenieril se determina que el mejor método es el de acelerometría, ya que el procesamiento de las señales obtenidas (en las pruebas de campo y laboratorio) fue sencillo, debido a que no se encuentran expuestas a ruidos por respiración o artefactos por desconexión de electrodos que pueden generar daños en las mismas. En las señales de Electrocardiografía y electromiografía, hubo variaciones en el procesamiento requerido, ya que en las pruebas de campo se encontró ruido por respiración y presencia de artefactos, en el laboratorio debido a las condiciones de la prueba las señales no se encontraron expuestas a niveles de ruido menor.

Desde la experiencia obtenida al usar los sensores en las diferentes pruebas, la acelerometría fue el mejor método debido a su fácil implementación y practicidad en su uso debido a que no requiere de herramientas adicionales como electrodos y latiguillos que pueden ser incómodos para el usuario e interferir en la prueba.

Es recomendable implementar el método de acelerometría en un test de campo ya que los resultados estadísticos reflejan un error aceptable respecto a los valores obtenidos por el Test de Leger, teniendo en cuenta que ambos métodos estiman el gasto energético de forma indirecta.

Aunque los resultados de la electromiografía en las pruebas de campo fueron relativamente buenos, la experiencia en la adquisición y procesamiento de las señales obtenidas hacen que este método no sea muy confiable por factores ya mencionados. Con este método es posible adquirir información relevante al cambiar condiciones en la prueba, como determinar el análisis a una mayor cantidad de músculos que se encuentren involucrados en una actividad específica y no solo enfocarse en uno, para obtener mayor información y así poder analizar la relación entre el gasto energético con cada musculo o en conjunto. Un factor que influyó en las pruebas de campo y laboratorio para el método de electromiografía

fue el número de desconexiones de electrodos durante la prueba, lo cual requirió repeticiones y generó incomodidad en la persona.

A pesar de que las características de cada una de las pruebas sean diferentes en cuanto a los sujetos, lugar de pruebas y tipos de pruebas físicas (pruebas de campo y laboratorio) y no se puedan comparar directamente, se puede inferir que el error de la prueba de campo es mayor en los tres métodos implementados debido a que se compara contra un método de medición indirecta (Test de Leger), a diferencia de la prueba de laboratorio, donde las comparaciones se basan en medidas directas (analizador de gases).

Con el análisis realizado desde diferentes perspectivas, es posible determinar que el método óptimo para realizar la estimación del gasto energético es la acelerometría, ya que brinda valores con aproximaciones significativas al gasto energético, son cómodos para el usuario, su uso no interfiere con la adquisición de los datos y en las pruebas en campo y laboratorio las señales no presentaron ruidos que las afectaran.

9. RECOMENDACIONES

En un futuro estudio se debe realizar la comparación de la estimación de gasto energético por medio de los sensores en campo y en laboratorio con la misma población, para determinar la comparación de los sensores en los diferentes ambientes, aplicando el mismo tipo e intensidad de actividad física.

Aumentar la población de estudio puede ser un factor de importancia para realizar el análisis estadístico y visualizar el cambio de las correlaciones entre las variables de estudio.

Se debe tener cuidado al asegurar los sensores al sujeto que se encuentre realizando la prueba, ya que estos pueden caerse o desconectar los electrodos ocasionando que la prueba se deba repetir.

BIBLIOGRAFÍA

ANTÓN, Simal A. Balance energético. Cálculo de las necesidades energéticas. En: HERNÁNDEZ, M. SASTRE A. Tratado de nutrición. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 1999, no 1, p. 592-596.

BAO, Ling. y INTILLE, Stephen S. Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data. Cambridge, MA 02142 USA. Massachusetts Institute of Technology. 2004. p. 17.

BOUCHARD, C. Genetics of Human Obesity: Recent Results from Linkage Studies. En: Journal of nutrition.1997, Vol.127, .p. 1887-1890.

BOUTEN, Carlijn V. WESTERTERP, Klass R. VERDUIN, Maarten. JANSSEN, Jan D. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. En: Medicine and science in sports and exercise. Agosto, 1994, Vol. 26, no. 17, .p. 1516-1523.

CASPERSEN, Carl. POWELL, Kenneth. CHRISTENSON, Gregory. Physical Activity, exercise and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research. En: Pub Health. Marzo 1985, Vol.100, no.2, .p. 126-131.

CHOI, Leena. CHEN, Kong Y. ACRA, Sari A. BUCHOWSKI, Maciej S. Distributed lag and spline modeling for predicting energy expenditure from accelerometry in youth. En: Journal of applied physiology. Diciembre. 2009, Vol.108, .p.314-327.

DAZA, Carlos H. La obesidad: un desorden metabólico de alto riesgo para la salud. En: Colombia Médica. 2002, Vol.33, .p. 72-80.

FLEISS, Joseph. The design and analysis of clinical experiments. Canada: John Wiley & Sons, inc. 1986. p. 423.

GARCIA FERRERA, Waldo. La obesidad como problema de salud en la comunidad. En: Rev Cubana Med Gen Integr [En línea]. 1996, vol.12, no 4, [consultado 5 Junio 2014], p. 335-341. Disponible en internet:

http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-64&lng=es&nrm=iso>. ISSN 1561-3038.

GASTINGER, Steven. GUILLAUME, Nicolas. SOREL, Anthony. SEFATI, Hamid. PRIOUX, Jacques. Energy expenditure estimate by heart-rate monitor and a portable electromagnetic-coil system. En: International journal of sports nutrition and exercise metabolism. Agosto, 2012. Vol.22, .p. 117-130.

HILLS Andrew. KING Neil. BYRNE Nuala. Children, Obesity and Exercise: Prevention, Treatment and Management Childhood Adolescent Obesity. Taylor & Francis Group. 2007. p, 122.

INSTITUTO COLOMBIANO DE BIENESTAR FAMILIAR. Encuesta nacional de situación nutricional en Colombia. Estado nutricional por indicadores antropométricos [En línea]. Colombia: ICBF, 2005. [consultado Junio 5 de 2014]. Disponible en Internet: <http://www.presidencia.gov.co/sne/2005/noviembre/08/general.pdf>.

IZQUIERDO, Miguel. Biomecánica y Bases neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2008. p. 690 – 691. ISBN 978-84-9835-023-4.

JURAFSKY, Daniel. y MARTIN, James H. Speech and language processing. Prentice Hall; 2 ed. 2008. Vol 2, no. 4, p. 465 – 469.

LEGER, L. MERCIER, D. GADOURY, C. Lambert, J. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. En: Journal of sports sciences, 1988. Vol.2, no. 6, p 93 – 101.

MÁRQUEZ, Sara. GARATACHEA, Nuria. Actividad física y salud. Madrid: Ediciones Díaz de Santos, S.A, 2013. 423, p. ISBN: 978 84 9969 5126 7.

MARTENS, Harald y MARTENS Magni. Multivariate analysis of quality an introduction. England: John Wiley & Sons, 2001. p. 177 – 180.

MARTÍN, Andrés A. CASTILLO, Luna del. Bioestadística: Para las ciencias de la salud. Madrid. Capitel Ediciones, 2004. p. 491 – 493. ISBN: 84-8451-018-2.

MIJAN, Alberto de la. Técnicas y métodos de investigación en nutrición humana. Barcelona: Editorial Glosa, 2002, .p.170-171. ISBN: 84 7429 124 0.

Ministerio de la protección social. Instituto Colombiano de Bienestar Familiar. Encuesta nacional de la situación nutricional en Colombia 2010 ENSIN.

Muévase contra el sedentarismo. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Bogotá D.C. Julio, 2007. Fascículo 7. ISSN 1909-0501.

Organización mundial de la salud. Enfermedades no transmisibles. [En línea] Marzo de 2013. [consultado 14 de Agosto 2014]. Nota descriptiva. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs355/es/>.

Organización mundial de la salud. Global strategy on diet, physical activity and health: childhood overweight and obesity. [En línea] [consultado 15 de Agosto 2014]. Disponible en internet: <http://www.who.int/dietphysicalactivity/childhood/en/>.

Organización Mundial de la Salud. Sobrepeso y obesidad infantiles. 2014 [En línea]. [consultado 5 de Junio de 2014] Disponible en internet: http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_young_people/es/.

Organización mundial. 10 datos sobre la obesidad de la salud. Marzo de 2013. [En línea]. [consultado 15 de Agosto 2014] Disponible en internet: <http://www.who.int/features/factfiles/obesity/facts/es/>.

OSTER, C. Improving ECG trace quality. Biomedical Instrumentation & Technology, 2000. Vol. 34, p 219 – 222.

PIÑEROS, Marion. y PARDO, Constanza. Actividad física en adolescentes de cinco ciudades colombianas: resultados de la Encuesta Mundial de Salud a Escolares. En: Revista de Salud Pública. 2010, Vol.12, n°.6, .p. 903-914.

QUILES, Joan. Energía. En: CASTILLO, José Miguel del. Nutrición básica humana. Valencia: Editorial PUV, 2011, p. 61.

RAMIREZ, Javier. RODRIGUEZ, Germán V. REY, Juan P. RODRIGUEZ, Gerardo. MORENO, Luis A. Atención al adolescente. Cantabria Ediciones. Universidad de Cantabria, 2008, .p. 142. ISBN: 978-84-8102-476-0.

RFI/EMI Filters. [En línea] Thomas Publishing Company. [consultado 18 de Septiembre 2014]. Disponible en internet: <http://www.thomasnet.com/articles/automation-electronics/RFI-EMI-Filters>.

ROWLANDS, Ann V. ESTON, Roger G. The Measurement and Interpretation of Children's Physical Activity. En: Journal of Sports Science and Medicine. Julio, 2007. Vol 6, p, 270 – 276.

ROWNTREE, Derek. CHIAPPA, Clemencia. VASCO, Eloísa. Introducción a la estadística, un enfoque no matemático. Norma, 1984. p. 127. ISBN: 8482764098.

SÁNCHEZ, B. GUARISMA, J. Métodos de Investigación. Maracay: Ediciones Universidad Bicentenario de Aragua. 1995. p. 85.

SÁNCHEZ, Luis. CABALLERO, Carlos. Tecnología GPS al servicio del deporte. En: Formación continuada. Archivos de medicina del deporte. 2006. Vol. 23, no.119, p.143 – 152.

SERRA, Lluís. ROMÁN, Blanca. ARANCETA, Javier. Actividad física y salud. Barcelona: Ediciones Masson, S.A, 2006, 2 .p, ISBN: 978 84 458 1720 9.

TENCON Spring Conference. (17-19 April 2013: Sydney, NSW). Techniques for measuring energy expenditure with portable devices. Sidney. IEEE. 2013. 4 p.

TIKKANEN, Olli. KÄRKKÄINEN, Salme. HAAKANA, Piia. KALLINEN, Mauri. PULLINEN, Teemu. FINNI, Taija. Emg, heart rate, and accelerometer as estimators of energy expenditure in locomotion. En: Medicine & science in sports & exercise. Septiembre, 2014. Vol.46, n°.9, .p. 1831-1839.

TROST, Stewart G. WAY, Rebecca. OKELY, Anthony D. Predictive Validity of Three ActiGraph Energy Expenditure Equations for Children. En: Medicine and science in sports and exercise. Agosto, 2005, Vol. 38, n°. 2, .p. 380-387.

TWOMEY, Niall. FAUL, Stephen. MARNANE, William. Comparison of accelerometer – based energy expenditure estimation algorithms [En línea], Munich- Germany. En: Pervasive computing technologies for healthcare (Pervasivehealth), Marzo 2010 [consultado Agosto, 2014]. Disponible en internet: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=5482304&url=http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5482304.

U.S. Department of Health and Human Services: Public Health Service, Office of the Surgeon General. Report: The Surgeon General's Vision for a Healthy and Fit Nation 2010.

USCATEGUI P, Rosa. Factores de riesgo cardiovascular en niños de seis a dieciocho años de Medellín. [En línea] Medellín. En: Revista de salud pública. 2003, vol. 37, no.5. [consultado Junio 5 de 2014]. Disponible en internet: <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/37/37v58n05a13046518pdf0>.

VATHSANGAM, Harshvardhan. EMKEN, Adar. SCHROEDER, E. Tood. SPRUIJT-METZ, Donna. SUKHATME, Gaurav. Determining energy expenditure from treadmill walking using hip-worn inertial sensors: an experimental study. Octubre 2011. Vol, 58, no, 10. p. 2804-2815.

VELASQUEZ, Gladys. Fundamentos de alimentación saludable. Medellín: Editorial Salud/nutrición y dietética, Octubre 2006, .p.103-105, ISBN: 958 655 990 4.

VIANA, B H. y GÓMEZ, J R. Estimación del gasto energético en actividades de corta duración y alta intensidad. En: Revista Andaluza de Medicina del Deporte. 2012, Vol.5, n°.4, .p. 147-155.

VINCENT, William J. WEIR, Joseph P. Statistics in Kinesiology. 4 ed. New York. Human Kinetics, 2012. p. 214 – 225. ISBN-13: 978-1-4504-0254-5.

VIRU, Atko. VIRU, Mehis. Análisis y control del rendimiento deportivo. Traducido por Marta Moreno. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2003, 152. p., ISBN: 84 8019 718 8.

WISE, Jaime M. ORR, Barron J. WISNESKI, Kristin D. HONGU, Nobuko. GPS Watches for Measuring Energy Expenditure during Physical Activity. En: Arizona cooperative extension. Octubre, 2008. p, 2.

World Health Organization. Obesity and overweight. [En línea] Agosto de 2014. [consultado 10 de Septiembre 2014] Fact sheet N°311. Disponible en internet: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/>.

ANEXOS

A. Consentimiento informado para pruebas en adultos

CONSENTIMIENTO INFORMADO

TITULO DE LA INVESTIGACIÓN:

Análisis de gasto energético con base en el uso de sensores Shimmer durante la actividad física en estudiantes de básica secundaria en un colegio de la ciudad de Cali.

Damos las gracias por tomarse el tiempo para leer este documento acerca del proyecto de investigación, el objetivo de este es brindar información acerca del mismo.

La participación es voluntaria, la persona tiene la libertad de elegir si quiere o no participar de la prueba.

Antes de realizarla se les informa en que consiste, para así permitir que tengan conocimientos previos antes de aceptar participar.

DE QUÉ SE TRATA LA INVESTIGACIÓN

La investigación consiste en implementar los métodos de acelerometría, electromiografía y electrocardiografía para la estimación de gasto energético producido durante la actividad física y así generar la relación con el consumo de oxígeno.

Para llevar a cabo la investigación se requiere que la persona realice una prueba física en la caminadora TrackMaster, donde la persona se encuentra conectada al analizador de gases Quark PFT Ergo, con el fin de obtener mediciones de consumo de oxígeno durante la misma.

El protocolo a implementar consiste en un cambio en el tiempo y la velocidad de la caminadora, la cual está distribuida en cuatro etapas con grado de inclinación de 1°.

ETAPA	VELOCIDAD (Km/h)	DURACIÓN (HH:MM:SS)
REPOSO	0	00:01:00
CALENTAMIENTO	2,9	00:02:00
VELOCIDAD 1	4,35	00:04:00

VELOCIDAD 2	5,07	00:04:00
RECUPERACIÓN	2,9	00:02:00
DURACIÓN TOTAL DE LA PRUEBA		00:13:00

En el momento de la actividad física serán recolectados datos de aceleración, electromiografía y electrocardiografía por medio de los sensores inalámbricos, teniendo en cuenta las variables necesarias para adquirir datos de gasto energético para cada uno de los métodos a utilizar. Se calculará el valor del consumo máximo de oxígeno al realizar la prueba, se compararán estos datos y se buscará determinar la confiabilidad de cada uno de los métodos y así establecer la relación con gasto energético.

Ya que se realizará análisis de confiabilidad de cada método, se requiere que la persona participe de la prueba en tres secciones durante tres días, donde las condiciones físicas y ambientales sean similares.

INVESTIGADORES

Jessica Quiceno Henao. Estudiante último semestre de Ingeniería biomédica en la universidad Autónoma de Occidente, Cali.

Laura Andrea Quintero Palma. Estudiante último semestre de Ingeniería biomédica en la universidad Autónoma de Occidente, Cali.

Dr. Wilfredo Ágredo. Médico y Cirujano-Universidad del Valle, especialista en Medicina Deportiva y Actividad Física Terapéutica-La Habana, Cuba, Magister en Ciencias Biomédicas- Universidad del Valle, docente-Universidad Autónoma de Occidente.

¿QUIÉN FINANCIA LA INVESTIGACIÓN?

El proyecto es financiado con recursos de las estudiantes encargadas del proyecto, el estudiante no incurrirá en ningún tipo de gasto.

¿POR QUÉ FUE INVITADO PARA PARTICIPAR EN EL PROCEDIMIENTO?

El usuario fue invitado porque cumple con la mayoría de edad, y no presenta ninguna lesión de rodilla o enfermedad que contraindique el ejercicio físico, para correr sobre una superficie plana.

¿QUÉ HARÁ EN EL PROCEDIMIENTO?

Al usuario se le ubicarán unos electrodos superficiales que no generan ningún daño en la piel, estos estarán conectados a los sensores inalámbricos, los cuales mandarían las señales que recolecten a un portátil vía bluetooth. Ya ubicados los

sensores, se le pide al usuario que se suba a la caminadora y posterior a esto se le sitúa la máscara del analizador de gases y se inicia el test, se requiere un periodo de tiempo para estabilización de las variables del analizador de aproximadamente 30 segundos. Posterior a esto se inicia el protocolo.

Se realizará la prueba tres veces, ya que se requiere analizar cada método de forma individual.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS?

Cuando se finalice el procesamiento de los datos los usuarios podrán ser partícipes de los resultados encontrados, explicándoles acerca de los análisis de los datos y como se encuentran en función del nivel de consumo de oxígeno.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES RIESGOS?

Esta es una investigación que se encuentra catalogada con un nivel mínimo de riesgo.

¿CÓMO ME ASEGURA QUE LA INFORMACIÓN RECOLECTADA VA A TENER UN USO CONFIDENCIAL?

Solo los investigadores involucrados tendrán acceso a la información recolectada. En la fase de generación del documento y redacción de los resultados no se hará uso de los nombres de los estudiantes ni de fotografías que los involucren.

Si usted requiere más información acerca del proyecto puede contactar a las estudiantes:

Jessica Quiceno Henao.	3155837292	jessquiceno@hotmail.com
Laura A. Quintero Palma.	3166202479	lauris_aqp_91@hotmail.com

B. Consentimiento informado para pruebas en niños

CONSENTIMIENTO INFORMADO

TITULO DE LA INVESTIGACIÓN:

Análisis de gasto energético con base en el uso de sensores Shimmer durante la actividad física en estudiantes de básica secundaria en un colegio de la ciudad de Cali.

Damos las gracias por tomarse el tiempo para leer este documento acerca del proyecto de investigación, el objetivo de este es brindar información acerca del proyecto.

La participación es voluntaria, y el estudiante puede determinar si quiere o no participar de la prueba.

Antes de realizarla se les informa a los estudiantes en que consiste, para así permitir que tengan información antes de aceptar participar.

Las pruebas se realizarán con supervisión constante del profesor de educación física.

DE QUÉ SE TRATA LA INVESTIGACIÓN

La investigación consiste en implementar los métodos de acelerometría, electromiografía y electrocardiografía para la cuantificación de gasto energético producido durante la actividad física en estudiantes al realizar el test de Leger. El test tiene como objetivo comprobar la potencia aeróbica máxima y determinar el consumo de oxígeno de cada persona.

Para llevar a cabo la prueba se ubican 2 líneas en la pista donde se realizará la prueba separadas 20m entre ellas. Para dar inicio, la persona debe estar ubicada por detrás de una de las líneas, cuando se le indique la salida por medio de una señal auditiva, debe ir corriendo hasta la otra línea y pisarla antes de que la señal suene de nuevo. Cada periodo es de un minuto de duración y se reducirá el tiempo entre pitidos, hay un máximo de 20 periodos y se contabiliza hasta el último recorrido que haga completo.

En el momento de la etapa de actividad física de los estudiantes, serán recolectados datos de aceleración, electromiografía y electrocardiografía por medio de los sensores inalámbricos, teniendo en cuenta las variables necesarias para adquirir datos de gasto energético para cada uno de los métodos a utilizar. Se obtendrá el valor del consumo máximo de oxígeno al realizar el test, se compararán estos datos y así se buscará determinar la confiabilidad de cada uno de los métodos y así determinar la relación con gasto energético.

INVESTIGADORES

Jessica Quiceno Henao. Estudiante último semestre de Ingeniería biomédica en la Universidad Autónoma de Occidente, Cali.

Laura Andrea Quintero Palma. Estudiante último semestre de Ingeniería biomédica en la Universidad Autónoma de Occidente, Cali.

Dr. Wilfredo Ágredo. Médico y Cirujano-Universidad del Valle, especialista en Medicina Deportiva y Actividad Física Terapéutica-La Habana, Cuba, Magister en

Ciencias Biomédicas- Universidad del Valle, docente-Universidad Autónoma de Occidente.

¿QUIÉN FINANCIA LA INVESTIGACIÓN?

El proyecto es financiado con recursos de las estudiantes encargadas del proyecto, el estudiante no incurrirá en ningún tipo de gasto.

¿POR QUÉ FUE INVITADO PARA PARTICIPAR EN EL PROCEDIMIENTO?

El estudiante fue invitado porque se encuentra entre las edades de 11 y 15 años, y no presenta ninguna lesión de rodilla o enfermedad que contraindique el ejercicio físico, para correr sobre una superficie plana.

¿QUÉ HARÁ EN EL PROCEDIMIENTO?

El estudiante realizará las pruebas durante la clase de educación física para no interferir con las otras clases. Se contará con la supervisión del docente de educación física. Al estudiante se le ubicarán unos electrodos superficiales que no generan ningún daño en la piel, estos estarán conectados a los sensores inalámbricos, los cuales mandarán las señales que recolecten a un portátil, se contará con una pista auditiva que generará los conteos para llevar a cabo la prueba.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS?

Cuando se finalice el procesamiento de los datos los estudiantes podrán ser partícipes de los resultados encontrados, explicándoles acerca de los análisis y para que se hallaron los datos y como se encuentran en función del nivel de consumo de oxígeno.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES RIESGOS?

Esta es una investigación que se encuentra catalogada con un nivel mínimo de riesgo.

¿CÓMO ME ASEGURA QUE LA INFORMACIÓN RECOLECTADA VA A TENER UN USO CONFIDENCIAL?

Solo los investigadores involucrados tendrán acceso a la información recolectada. En la fase de generación del documento y redacción de los resultados no se hará uso de los nombres de los estudiantes ni de fotografías que los involucren.

Si usted requiere más información acerca del proyecto puede contactar a las estudiantes:

Jessica Quiceno Henao.	3155837292	jessquiceno@hotmail.com
Laura A. Quintero Palma.	3166202479	lauris_aqp_91@hotmail.com

C. Declaración de consentimiento informado

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	
<p>Yo _____, identificado con cédula de ciudadanía número _____ de _____, he comprendido toda la información suministrada acerca de la investigación y las pruebas que se realizarán en la misma. He tenido la oportunidad de hacer preguntas para aclarar dudas, las cuales han sido respondidas a mi satisfacción.</p> <p>Acepto de plena voluntad la participación en este estudio y autorizo los datos recolectados en el mismo para estudios posteriores.</p> <p>He recibido una copia de este documento.</p> <p>Como constancia se firma el día ____ de _____ de _____ (dd/mm/aaaa).</p>	
Nombre del usuario	Firma
C.C.	
Nombre de quien recibe el consentimiento	Firma
C.C.	
Nombre testigo	Firma
C.C.	

D. Información antropométrica y velocidad para cada método en pruebas de campo con estudiantes

EDAD	TALLA (cm)	PESO (kg)	VELOCIDAD ECG (m/s)	VELOCIDAD ACELE (m/s)	VELOCIDAD EMG (m/s)
13	167	65	8,400	8,000	0
15	174	58	9,907	9,907	9,902
13	166	47	9,110	9,127	8,8
14	167	50	9,907	9,903	9,902
11	164	55	8,400	8,400	8,400
13	160	59	9,416	9,416	9,416
14	171	56	10,139	9,538	9,538
12	147	36	9,125	9,125	9,125
15	173	55	9,906	9,906	9,900
11	149	33	9,142	9,142	9,009
15	189	65	9,903	9,902	9,902
13	154	56	8,700	8,760	8,700
13	169	52	9,125	9,123	9,409
15	180	80	9,650	9,395	9,395
15	165	72	8,800	8,800	8,800
14	170	78	8,77	8,77	8,76
15	164	45	9,395	9,395	9,142
14	170	51	9,906	9,902	9,906
13	166	49	9,404	8,813	8,805
13	161	59	9,127	9,009	8,800
13	167	49	9,907	9,604	9,604
13	155	46	8,403	8,403	8,403
13	162	65	8,800	8,800	8,800
14	169	59	9,902	9,900	9,902
14	176	62	9,604	9,604	9,604
11	139	35	8,771	8,813	8,813
11	154	46	9,404	9,404	9,655
14	174	60	9,404	9,404	9,404
12	154	45	8,700	8,700	8,700

E. Datos antropométricos de los adultos para pruebas de laboratorio

EDAD	TALLA (cm)	PESO (kg)
21	167	61
21	163	71
22	160,8	78
22	168	58
25	168	76
22	160,5	51
23	168	62
23	161	60
23	177	72
22	182	66,7
21	159	57